

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Neadaptivní metody zpracování plodového elektrocardiogramu

Non-adaptive Methods of Fetal ECG Signal Processing

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. René Jaroš**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Neadaptivní metody zpracování plodového elektrokardiogramu**
Non-Adaptive Methods of Fetal ECG Signal Processing

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Diplomová práce se věnuje vybraným neadaptivním metodám zpracování plodového elektrokardiogramu (fEKG), které je možné aplikovat pro extrakci transvaginálního a transabdominálního fEKG. Cílem diplomové práce je návrh a realizace SW aplikace pro zpracování fEKG za použití neadaptivních metod. Pro ověření funkčnosti navržené aplikace poslouží syntetická i reálná data z klinické praxe.

Body zadání:

1. Literární rešerše současného stavu problematiky zpracování plodového elektrokardiogramu pomocí neadaptivních metod.
2. Matematický popis vybraných neadaptivních metod zpracování vícekanálových signálů, založených na principech slepé separace zdrojů BSS (např. PCA - analýza hlavních komponent, ICA - analýza nezávislých komponentů, SVD - singulární rozklad, apod.). Dále pak popis vybraných neadaptivních metod zpracování jednocanálových signálů (např. vlnkové transformace, metoda spektrálního odečítání, apod.).
3. Návrh a realizace SW aplikace pro extrakci transvaginálního i transabdominálního plodového elektrokardiogramu s využitím vybraných a popsanych neadaptivních metod zpracování signálů ve vývojovém prostředí LabVIEW nebo Matlab.
4. Ověření funkčnosti navržené aplikace na syntetických i reálných signálech z klinické praxe.
5. Srovnání vlastností vybraných neadaptivních metod.
6. Zpracování a analýza výsledků.
7. Diskuze dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MARTINEK, Radek. *Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu*. Disertační práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, 2014. 150 s.
- [2] ROZTOČIL, Aleš a kolektiv. *Moderní porodnictví*. Praha: Grada Publishing, 2008. 408 s. ISBN 978-80-247-1941-2.
- [3] KOZUMPLÍK, Jiří. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2005. Edice Habilitační a inaugurační spisy, sv. 183. ISSN 1213-418X. ISBN 80-214-3045-1.
- [4] COMON, Pierre and Christin JUTTEN (eds.). *Handbook of Blind Source Separation: Independent component analysis and applications*. Oxford (UK): Academic press, 2010. 856 s. ISBN 978-0-12-374726-6.
- [5] YU, Xianchuan, Dan HU and Jindong XU. *Blind Source Separation: Theory and Applications*.

Singapore: Wiley. 2014. 416 s. ISBN 978-1-118-67984-5.

[6] RUCH, David K. and Partick J. VAN FLEET. *Wavelet theory: An elementary approach with applications*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, 2011. 480 s. ISBN 1118165667, ISBN 978-1118165669.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

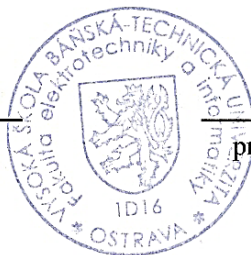
Vedoucí diplomové práce: **Ing. Radek Martinek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 28.04.2017




doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“

V Ostravě dne 26. dubna 2017

Podpis: 

Poděkování

Rád bych poděkoval panu doc. Ing. Radku Martinkovi, Ph.D, který byl mým vedoucím práce, za všechny rady, poskytnuté materiály a čas strávený nad problematikou této diplomové práce.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá neadaptivními metodami zpracování břišního (abdominálního) plodového (fetálního) elektrokardiogramu (fEKG). Abdominální elektrokardiogram (aEKG) je tvořen směsí mateřského elektrokardiogramu (mEKG) a fEKG. Měřené fEKG je nositelem užitečných informací o stavu plodu, tj. plodová srdeční frekvence (fHR), morfologické informace a podobně. Nejprve se práce věnuje rozsáhlé rešerši zabývající se neadaptivními metodami extrakce fEKG a dále je vytvořen návrh popisující algoritmy zvolených metod. Primárně se tato práce zaměřuje na analýzu nezávislých komponent (ICA) a analýzu hlavních komponent (PCA). V této práci byla realizována softwarová aplikace pro verifikaci přesnosti extrahování fEKG. Funkčnost navrženého systému je otestována na syntetických i reálných datech z klinické praxe. Hodnocení kvality filtrace je provedena na základě stanovení tepové frekvence plodu (fHR) a odstupu signálu od šumu (SNR).

Klíčová slova

Plodová elektrokardiografie, extrahování, neadaptivní filtrace, externí monitoring plodu, analýza nezávislých komponent, analýza hlavních komponent, slepá separace zdrojů, plodová srdeční frekvence (fHR), odstup signálu od šumu (SNR).

Abstract

This thesis deals with non-adaptive methods of processing abdominal fetal electrocardiogram (fECG). Abdominal electrocardiogram (aECG) is composed of a mixture of maternal electrocardiogram (mECG) and fECG. Measured fECG is a carrier of useful information about fetus, i.e. fetal heart rate (fHR), morphological information, etc. First part of this thesis is dedicated to a complex overview dealing with non-adaptive methods of extraction fECG and further developed a proposal describing algorithms of chosen methods. This work focuses primarily on independent component analysis (ICA) and principal component analysis (PCA). A software application was implement for verification of accuracy extraction fECG in this work. The functionality of the proposed system is tested on synthetic and real data from clinical practice. Evaluation of quality of filtration is performed based on the determination of fetal heart rate (fHR) and signal to noise ratio (SNR).

Key words

Fetal Electrocardiography, Extract, Non-Adaptive Filtration, External Fetus Monitoring, Independent Component Analysis, Principal Component Analysis, Blind Source Separation, Fetal Heart Rate (fHR), Signal-to-Noise Ratio (SNR).

Obsah

Seznam použitých zkratk	10
Seznam použitých symbolů	12
Seznam obrázků	14
Seznam tabulek	16
Úvod	17
1 Plodové srdce	18
1.1 Vývoj plodového srdce.....	18
1.2 Anatomie plodového srdce.....	19
1.3 Krevní oběh plodu.....	20
1.4 Vrozené vady	20
1.5 Hypoxické stavy	21
1.5.1 Hypoxémie	21
1.5.2 Hypoxie	21
1.5.3 Asfyxie	21
2 Plodová elektrokardiografie	22
2.1 Monitorování plodového EKG.....	22
2.2 Plodový převodní systém srdeční.....	22
2.3 Plodový elektrokardiogram	23
3 Metody zpracování fEKG	25
3.1 Jednokanálový zdroj signálu	26
3.1.1 Metody založené na vlnkové transformaci (WT).....	26
3.1.2 Korelační technika (CT).....	27
3.1.3 Metoda spektrálního odčítání (ST).....	28
3.1.4 Průměrovací technika (AT).....	28
3.1.5 Filtrovací metody	28
3.1.6 De-shape krátko časová Fourierova transformace (STFT) a mediánová metoda.....	28
3.1.7 Metoda sekvenčního totálního variačního odstranění šumu (STVD)	29
3.1.8 Metoda založená na fuzzy C-means shlukování (FCM)	29
3.1.9 Jednokanálová slepá separace zdrojů (SCBSS)	30
3.2 Vícekanálový zdroj signálu.....	30
3.2.1 Analýza nezávislých komponent (ICA)	31

3.2.2	Metoda singulárního rozkladu (SVD)	31
3.2.3	Analýza hlavních komponent (PCA)	32
3.2.4	Metoda optimalizované kvality indexu (QIO)	32
3.2.5	Kombinace SVD a ICA	32
3.2.6	Kombinace ICA, EEMD a WS	33
3.2.7	Kombinace metody využívající polynomiální síť a Savitzkyho-Golayův filtr	33
3.2.8	Kombinace SVD a metody polynomních klasifikátorů	33
3.2.9	Metoda polynomiálního maticového rozkladu vlastních hodnot (PEVD)	34
4	Implementace algoritmu neadaptivních metod	35
4.1	ICA	35
4.1.1	Nejasnosti ICA	36
4.1.2	Nezávislost	36
4.1.3	Principy odhadu nezávislosti ICA	37
4.1.4	Předzpracování metody ICA	38
4.1.5	FastICA algoritmus	39
4.2	PCA	40
4.3	Data pro realizaci programu	42
4.3.1	Syntetická data	42
4.3.2	Reálná data	44
4.4	Předzpracování	45
4.5	Hodnotící parametry	46
4.5.1	Tepová frekvence (HR)	46
4.5.2	Odstup signálu od šumu (SNR)	47
5	Realizace grafického uživatelského rozhraní	48
5.1	Načtení dat programu	49
5.2	Provedení ICA a PCA metody	49
6	Hodnocení metod na syntetických datech	51
6.1	Stanovení tepové frekvence	51
6.1.1	Stanovení fHR a mHR pomocí metody ICA	52
6.1.2	Stanovení fHR a mHR pomocí metody PCA	52

6.1.3	Shrnutí stanovení HR pomocí neadaptivních metod	53
6.2	Stanovení odstupu signálu od šumu	60
6.3	Subjektivní pozorování výsledků extrakce fEKG při použití syntetických dat.....	64
7	Hodnocení metod na reálných datech	66
7.1	Stanovení tepové frekvence	66
7.1.1	Stanovení průměrného fHR celého záznamu	66
7.1.2	Stanovení fHR v reálném čase	68
7.1.3	Bland-Altmanova statistika	71
7.2	Subjektivní pozorování výsledků extrakce fEKG při použití reálných dat	76
Závěr.....		78
Použitá literatura		I
Příloha A		V
Příloha B		VI

Seznam použitých zkratek

ADALINE	Metody využívající adaptivní lineární neuron (Adaptive Linear Neuron)
adfecgdb	Databáze abdominálního a invazivního fEKG
aEKG	Břišní (abdominální) elektrokardiografie
ANFIS	Adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém (Adaptive Neuro Fuzzy Inference System)
ANN	Techniky umělých neuronových sítí (Artificial Neural Networks)
AT	Průměrovací technika (Averaging Technique)
bpm	Údery za minutu (Beats per Minute)
BSS	Metoda slepé separace zdrojů (Blind Source Separation)
BW	Butterworthův filtr (Butterworth Filter)
CT	Korelační technika (Correlation Technique)
CWT	Komplexní vlnková transformace (Complex Wavelet Transform)
DWT	Diskrétní vlnková transformace (Discrete Wavelet Transform)
EEMD	Soubor empirického módu rozkladu (Ensemble Empirical Mode Decomposition)
EMD	Empirický mód rozkladu (Empirical Mode Decomposition)
EKG	Elektrokardiografie, elektrokardiogram
FCM	Fuzzy C-means shlukování (Fuzzy C-means Clustering)
fEKG	Plodová (fetální) elektrokardiografie
fHR	Plodová (fetální) tepová frekvence (Fetal Heart Rate)
FIR	Frekvenčně selektivní filtr s konečnou impulzní odezvou (Finite Impulse Response)
fQRS	Plodový (fetální) QRS komplex
GUI	Grafické uživatelské rozhraní (Graphical User Interface)
HNN	Metody využívají hybridní neuronové sítě (Hybrid Neural Network)
HPF	Filtr horní propusti (High-pass Filter)
HR	Tepová frekvence (Heart Rate)
ICA	Analýza nezávislých komponent (Independent Component Analysis)
IIR	Frekvenčně selektivní filtr s nekonečnou impulzní odezvou (Infinite Impulse Response)
KF	Metody založené na teorii Kalmanovy filtrace (Kalman Filtering)
LMS	Techniky založené na stochasticky gradientní adaptaci (Least Mean Square)
LPF	Filtr dolní propusti (Low-pass Filter)
mEKG	Mateřská elektrokardiografie
mHR	Mateřská tepová frekvence (Mother Heart Rate)
mQRS	Mateřský QRS komplex
MSE	Střední kvadratická chyba (Mean Squared Error)
PCA	Analýza hlavních komponent (Principal Component Analysis)
PEVD	Metoda polynomiálního maticového rozkladu vlastních hodnot (Polynomial Matrix Eigenvalue Decomposition)
PSWT	Stupeň synchronizace vlnkové transformace (Pitch Synchronous Wavelet Transform)
QIO	Metoda optimalizované kvality indexu (Quality Index Optimization)
R	Korelační koeficient
RLS	Metody založené na rekurzivní optimální adaptaci (Recursive Least Square)

SCBSS	Jednokanálová slepá separace zdrojů (Single Channel Blind Source Separation)
SD	Směrodatná odchylka (Standard Deviation)
SNR	Odstup signálu od šumu (Signal-to-noise Ratio)
SNR_{vst}	Vstupní odstup signálu od šumu
$SNR_{výst}$	Výstupní odstup signálu od šumu
ST	Metoda spektrálního odčítání (Subtraction Technique)
STFT	De-shape krátko časová Fourierova transformace (Short Time Fourier Transform)
SVD	Metoda singulárního rozkladu (Singular Value Decomposition)
STVD	Metoda sekvenčního totálního variačního odstranění šumu (Sequential Total Variation Denoising)
TVD	Totální variační odstranění šumu (Total Variation Denoising)
TSPCA	Šablona odčítání pomocí analýzy hlavních komponent (Template Subtraction Principal Component Analysis)
WS	Metody založené na vlnkovém zmenšení (Wavelet Shrinkage)
WT	Metody založené na vlnkové transformaci (Wavelet Transform)

Seznam použitých symbolů

Σ	Kovarianční matice rozkladu
a_{11}, \dots, a_{nn}	Parametry závisící na vzdálenosti $s_1(t), s_2(t)$ od $x_1(t), x_2(t)$
\mathbf{A}	Ortogonální matice pro výpočet metody PCA
$\tilde{\mathbf{A}}$	Vybělená ortogonální matice, která potřebuje k určení menší počet parametrů
\mathbf{A}_{mix}	Směšovací matice
\mathbf{D}	Diagonální matice vlastních hodnot rozkladu
e	Chybový člen
\mathbf{E}	Ortogonální matice vlastních vektorů
$E\{\dots\}$	Rozptyl
$aEKG_{\text{vst}}$	Vstupní aEKG obsahující mateřskou i plodovou složku
$f(\dots)$	Hustota pravděpodobnosti
F	Jacobianova rovnice
$fEKG_{\text{ideal}}$	Vygenerovaná, nebo přímo měřená ideální podoba fEKG
$fEKG_{\text{extrakt}}$	Extrahované fEKG pomocí příslušné neadaptivní metody
g	Derivace nekvalitické funkce
\mathbf{G}	Matice vytvářející rotaci kolem počátku souřadnic
G_i	Nekvalitická funkce
H	Entropie
J	Negentropie
k	Konstanta
k_i	Pozitivní konstanta
\mathbf{L}	Matice obsahuje vlastní čísla matice $\mathbf{X} \cdot \mathbf{X}^T$
L_j	Odmocnina z j-tého vektoru vlastního čísla
m	Lineární kombinace koeficientů
\mathbf{m}	Vycentrovaný vektor
\mathbf{M}	Matice pro mezi výpočet PCA metody
$n(n)$	Šum v signálu
p	Pozorované signály (původní proměnná)
\mathbf{p}	Vektor projekcí vektoru \mathbf{x} na vektor \mathbf{z}
$p(\dots)$	Pravděpodobnost
\mathbf{P}	Permutační matice
predik	Predikovaná hodnota pro Bland-Altmanovu statistiku
q	Zdrojové signály
\mathbf{Q}	Projekční matice
r_{ij}	Korelační koeficient
\mathbf{R}	Korelační matice
ref	Referenční hodnota pro Bland-Altmanovu statistiku
\mathbf{s}	Vektor hovorových signálů
$s_1(t), s_2(t)$	Hovorové signály
s_i	Singulární hodnoty matice \mathbf{Y} počítající SVD metodu

S	Diagonální matice velikosti $m \geq n$ pro SVD metodu
S'	Nová singulární matice pro výpočet metody PCA, která neobsahuje šum
SNR_{vst}	Vstupní hodnota odstupů signálu od šumu
$SNR_{výst}$	Výstupní hodnota odstupů signálu od šumu
U	Ortogonalní matice velikosti $m \times m$ pro SVD metodu
U'	Nová ortogonalní matice pro výpočet metody PCA, která obsahuje pouze sloupce matice U
v	Gaussova proměnná nulové střední hodnoty a jednotkového rozptylu
V	Ortogonalní matice velikosti $n \times n$ pro SVD metodu
V'	Nová ortogonalní matice pro výpočet metody PCA, která obsahuje informační signál
w	Váhový vektor
$\mathbf{w}^T \mathbf{x}$	Maximum nenormálnosti
W	Inverzní matice k matici A
x	Zdroj signálu
x	Vektor časových signálů
$\tilde{\mathbf{x}}$	Vybělený vektor
$x_1(t), x_2(t)$	Časové signály
x_{aEKG}	Celkový břišní elektrokardiogram
x_{mEKG}	Složka mEKG
x_{fEKG}	Složka fEKG
X	Vstupní matice pro PCA metodu
y	Proměnná s nulovou střední hodnotou a jednotkovým rozptylem
y	Náhodný vektor
y_1, y_2	Náhodné veličiny
\mathbf{y}_{gauss}	Náhodný vektor Gaussova rozdělení
Y	Matice výpočtu SVD metody
Y'	Nová matice pro výpočet metody PCA
\mathbf{Y}_{aEKG}	Matice obsahující zdroj signálu, lineární kombinaci koeficientů a šum
\mathbf{z}_j	Vektor součtu proměnných $\mathbf{G}_{ij} \cdot \mathbf{x}_i$
Z	Výstupní matice pro PCA metodu

Seznam obrázků

Obr. 1: Vývoj plodového srdce.	18
Obr. 2: Standardní podélná poloha plodu hlavičkou dolů během těhotenství.	19
Obr. 3: Blokové schéma krevního oběhu plodu, novorozence a dospělého jedince.	20
Obr. 4: Převodní systém srdeční.	23
Obr. 5: Elektrokardiogram.	24
Obr. 6: Blokové schéma neadaptivních metod extrakce fEKG (vybrané metody pro realizaci jsou zvýrazněny).	25
Obr. 7: Blokové schéma funkce analýzy nezávislých komponent.	35
Obr. 8: Blokové schéma funkce analýzy hlavních komponent.	40
Obr. 9: Čelní panel generátoru.	43
Obr. 10: Nastavení elektrod generátoru.	43
Obr. 11: Vstupní syntetická data z elektrody číslo 2, a) ideální forma mEKG, b) ideální forma fEKG, a c) vstupní aEKG.	44
Obr. 12: Vstupní reálná data ze záznamu r01, a) fEKG naměřené skalp elektrodou, b) naměřené aEKG z první elektrody, c) naměřené aEKG z druhé elektrody, d) naměřené aEKG z třetí elektrody, a e) naměřené aEKG ze čtvrté elektrody.	45
Obr. 13: Vytvořené grafické uživatelské rozhraní.	48
Obr. 14: Blok tlačítek pro načtení jednotlivých záznamů, restartování a ukončení programu.	49
Obr. 15: Blok tlačítek pro ovládání výpočtu a hodnocení metody PCA a ICA, a) blok tlačítek ovládajících metodu PCA, a b) blok tlačítek ovládajících metodu ICA.	50
Obr. 16: Zvolené břišní elektrody z generátoru.	51
Obr. 17: Zaznamenaná přesnost detekce fHR a mHR pomocí metody ICA, a) stanovení bpm v extrahovaných fEKG, a b) stanovení bpm v extrahovaných mEKG.	54
Obr. 18: Zaznamenaná přesnost detekce fHR a mHR pomocí metody PCA, a) stanovení bpm v extrahovaných fEKG, a b) stanovení bpm v extrahovaných mEKG.	55
Obr. 19: Porovnání výsledků PCA metody pro rozdílné úrovně kvality vstupních signálů. Graf závislosti $SNR_{výst}$ na úrovni kvality vstupních signálů při použití kombinace dvou elektrod.	60
Obr. 20: Porovnání výsledků PCA metody pro rozdílné úrovně kvality vstupních signálů. Graf závislosti $SNR_{výst}$ na úrovni kvality vstupních signálů při použití kombinace tří elektrod.	61
Obr. 21: Porovnání výsledků PCA metody pro rozdílné úrovně kvality vstupních signálů. Graf závislosti $SNR_{výst}$ na úrovni kvality vstupních signálů při použití kombinace čtyř a pěti elektrod.	61
Obr. 22: Časové průběhy ideálního fEKG a extrahovaných fEKG ze syntetických dat, a) ideální forma fEKG, b) výstupní extrahované fEKG pomocí metody ICA, a c) výstupní extrahované fEKG pomocí metody PCA.	64
Obr. 23: Deformace extrahovaných fEKG vlivem mEKG, a) výstupní extrahované fEKG pomocí metody ICA se zvýrazněnými deformacemi, a b) výstupní extrahované fEKG pomocí metody PCA se zvýrazněnými deformacemi.	65
Obr. 24: Amplitudová spektra extrahovaných fEKG v porovnání se spektrem ideálního fEKG, a) výstupní fEKG pomocí metody ICA srovnávané s ideálním fEKG, a b) výstupní fEKG pomocí metody PCA srovnávané s ideálním fEKG.	65
Obr. 25: Modifikované blokové schéma ICA metody pro práci s reálnými daty.	66

Obr. 26: Modifikované blokové schéma PCA metody pro práci s reálnými daty.....	66
Obr. 27: Zaznamenaná přesnost detekce fHR pomocí metody ICA a PCA na reálných datech, a) obsahuje všechny kombinace elektrod pomocí metody ICA a PCA na záznamu r01, b) obsahuje všechny kombinace elektrod pomocí metody ICA a PCA na záznamu r04, c) obsahuje všechny kombinace elektrod pomocí metody ICA a PCA na záznamu r07, d) obsahuje všechny kombinace elektrod pomocí metody ICA a PCA na záznamu r08, a c) obsahuje všechny kombinace elektrod pomocí metody ICA a PCA na záznamu r10.....	68
Obr. 28: Srovnání průběhů fHR v čase při použití záznamu r01.	69
Obr. 29: Srovnání průběhů fHR v čase při použití záznamu r04.	70
Obr. 30: Srovnání průběhů fHR v čase při použití záznamu r07.	70
Obr. 31: Srovnání průběhů fHR v čase při použití záznamu r08.	71
Obr. 32: Srovnání průběhů fHR v čase při použití záznamu r10.	71
Obr. 33: Grafické znázornění schopnosti stanovit fHR při použití záznamu r01 na základě Bland- Altmanovy statistiky, a) schopnost stanovení fHR metodou ICA vůči referenci získané skalp elektrodou, a b) schopnost stanovení fHR metodou PCA vůči referenci získané skalp elektrodou.	73
Obr. 34: Grafické znázornění schopnosti stanovit fHR při použití záznamu r04 na základě Bland- Altmanovy statistiky, a) schopnost stanovení fHR metodou ICA vůči referenci získané skalp elektrodou, a b) schopnost stanovení fHR metodou PCA vůči referenci získané skalp elektrodou.	74
Obr. 35: Grafické znázornění schopnosti stanovit fHR při použití záznamu r07 na základě Bland- Altmanovy statistiky, a) schopnost stanovení fHR metodou ICA vůči referenci získané skalp elektrodou, a b) schopnost stanovení fHR metodou PCA vůči referenci získané skalp elektrodou.	74
Obr. 36: Grafické znázornění schopnosti stanovit fHR při použití záznamu r08 na základě Bland- Altmanovy statistiky, a) schopnost stanovení fHR metodou ICA vůči referenci získané skalp elektrodou, a b) schopnost stanovení fHR metodou PCA vůči referenci získané skalp elektrodou.	75
Obr. 37: Grafické znázornění schopnosti stanovit fHR při použití záznamu r10 na základě Bland- Altmanovy statistiky, a) schopnost stanovení fHR metodou ICA vůči referenci získané skalp elektrodou, a b) schopnost stanovení fHR metodou PCA vůči referenci získané skalp elektrodou.	75
Obr. 38: Grafické znázornění schopnosti stanovit fHR při použití všech záznamů najednou na základě Bland-Altmanovy statistiky, a) schopnost stanovení fHR metodou ICA vůči referenci získané skalp elektrodou, a b) schopnost stanovení fHR metodou PCA vůči referenci získané skalp elektrodou.....	76
Obr. 39: Časové průběhy ideálního fEKG a extrahovaných fEKG z reálných dat r01, a) ideální forma fEKG naměřená transvaginální skalp elektrodou, b) výstupní extrahované fEKG pomocí metody ICA, a c) výstupní extrahované fEKG pomocí metody PCA.....	77
Obr. 40: Amplitudová spektra záznamu před filtrací (vstupní aEKG) a následných extrahovaných fEKG z reálných dat r01, a) výstupní fEKG pomocí metody ICA srovnávané se záznamem před filtrací, a b) výstupní fEKG pomocí metody PCA srovnávané se záznamem před filtrací.....	77

Seznam tabulek

Tab. 1: Tabulka SNR_{vst} pro rozdílné úrovně kvality vstupních signálů.	52
Tab. 2: Tabulka detekovaných bpm z extrahovaného fEKG pomocí metody ICA.	56
Tab. 3: Tabulka detekovaných bpm z extrahovaného mEKG pomocí metody ICA.	57
Tab. 4: Tabulka detekovaných bpm z extrahovaného fEKG pomocí metody PCA.	58
Tab. 5: Tabulka detekovaných bpm z extrahovaného mEKG pomocí metody PCA.	59
Tab. 6: Vypočtené průměrné hodnoty $SNR_{výst}$ pro rozdílné úrovně kvality vstupních signálů.	62
Tab. 7: Vypočtené průměrné hodnoty SNR pro rozdílné úrovně kvality vstupních signálů.	63
Tab. 8: Tabulka detekovaných bpm z extrahovaného fEKG pomocí metody ICA a PCA.	67
Tab. 9: Shrnutí experimentálních výsledků měření fHR pomocí metody ICA na základě Bland-Altmanovy statistiky.	72
Tab. 10: Shrnutí experimentálních výsledků měření fHR pomocí metody PCA na základě Bland-Altmanovy statistiky.	73
Tab. 11: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů I.	VII
Tab. 12: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů I.	VIII
Tab. 13: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů II.	IX
Tab. 14: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů II.	X
Tab. 15: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů III.	XI
Tab. 16: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů III.	XII
Tab. 17: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů IV.	XIII
Tab. 18: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů IV.	XIV
Tab. 19: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů V.	XV
Tab. 20: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů V.	XVI
Tab. 21: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů VI.	XVII
Tab. 22: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů VI.	XVIII
Tab. 23: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů VII.	XIX
Tab. 24: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů VII.	XX
Tab. 25: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů VIII.	XXI
Tab. 26: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů VIII.	XXII
Tab. 27: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů IX.	XXIII
Tab. 28: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů IX.	XXIV
Tab. 29: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů X.	XXV
Tab. 30: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů X.	XXVI

Úvod

Plodová elektrokardiografie (fEKG) je v současné době značně využívanou metodou snímání elektrické aktivity plodového srdce. Metoda poskytuje velice užitečné informace o zdravotním stavu plodu. V současné době se fEKG měří v klinické praxi převážně neinvazivně, tj. v břišní oblasti. Existuje i invazivní metoda, která přináší řadu výhod, ale i nevýhody. Pro zpracování transabdominálně (neinvazivně) zaznamenaného fEKG se používají adaptivní a neadaptivní metody. Tato diplomová práce je zaměřena na neadaptivní metody, které využívají pouze měření pomocí elektrod umístěných v břišní oblasti a jejich poloha a počet není v současné době standardizován.

Práce je rozvržena na teoretickou a experimentální část. Teoretická část má charakter literární rešerše a shrnuje současný stav problematiky neadaptivních metod zpracování fEKG. Rešerše vychází z aktuálních poznatků vědy a výzkumu, především pak z odborných článků s impaktním faktorem. Primárně se tato diplomová práce zaměřuje na klasifikaci a popis neadaptivních metod, které se používají k extrakci fEKG ze záznamů břišní elektrokardiografie (aEKG).

Úvodní kapitola teoretické části je zaměřena na popis plodového srdce, kde je vysvětlen vývoj, anatomie, krevní oběh a vady způsobené nedostatečným prokrvením plodu. Následující kapitola se zabývá fEKG, kde je popsáno monitorování a plodový převodní systém srdeční. Kapitola věnovaná metodám zpracování fEKG nejdříve vysvětluje rozdíl mezi adaptivními a neadaptivními metodami a následně popisuje jednotlivé neadaptivní metody využívající jednobáňový a vícebáňový zdroj signálu.

Návrh algoritmu neadaptivních metod popisuje podrobně matematické rovnice vybraných metod a to analýzy nezávislých komponent (ICA) a analýzy hlavních komponent (PCA). Jsou zde charakterizována syntetická a reálná data z klinické praxe, která se použijí k realizaci a testování programu. Dále je popsáno předzpracování signálu a použité hodnotící parametry k otestování funkčnosti algoritmů.

Experimentální část této práce je v prvním úseku zaměřena na vytvoření GUI v programu MATLAB obsahující metodu ICA a PCA a jejich hodnocení na syntetických datech. Další část se zaměřuje na hodnocení obou algoritmů použitím na syntetických datech a to na základě stanovení tepové frekvence plodu (fHR) a dále pomocí odstupu signálu od šumu (SNR). Poslední část realizace této práce testuje funkčnost na reálných datech z klinické praxe. Reálná data jsou získána z databáze abdominálního a invazivního fEKG (adfecgdb) a obsahují vícebáňové fEKG zaznamenané u žen v 38. až 41. týdnu těhotenství. Testování na reálných datech je provedeno na základě stanovení fHR, stanovení průběhu fHR v čase s vykreslením klouzavých průměrů a využitím Bland-Altmanovy statistiky. Dosažené výsledky testování na syntetických a reálných datech následně porovnávají funkčnost obou zvolených algoritmů a je proveden závěr.

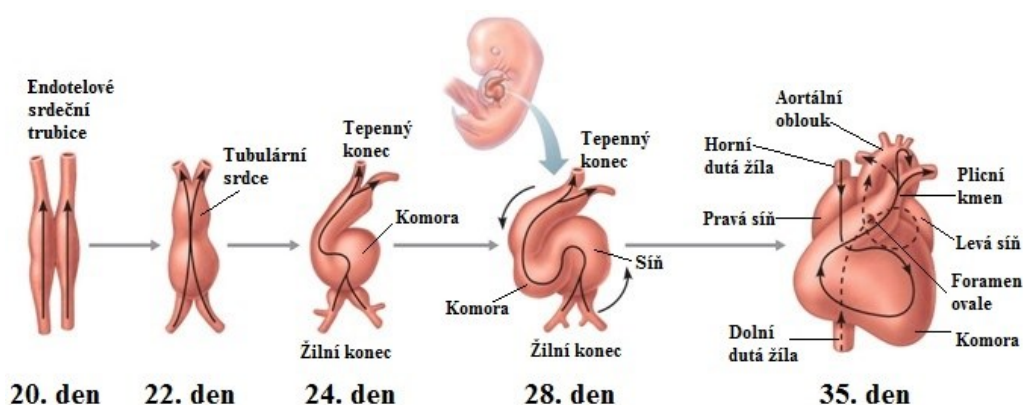
1 Plodové srdce

Srdce je jedním z prvních orgánů, které se hned v počátečních týdnech těhotenství začne vyvíjet. Základní funkcí srdce je přivést odkysličenou krev ze žil a po okysličení ji pomocí tepen rozvést po celém těle. Začátek srdeční činnosti je v třetím týdnu těhotenství a srdce čerpá vlastní krev přes uzavřený srdeční oběh. V sedmém až devátém týdnu lze zaznamenat první nejasné obrazy pomocí ultrazvukového zobrazení. Ve dvacátém týdnu jde slyšet fHR bez zesílení s frekvencí 120 až 160 úderů za minutu (bpm) [1, 2].

1.1 Vývoj plodového srdce

Během třetího až sedmého týdne růstu plodu dochází k hlavnímu vývoji srdce. Prvotní srdce je tvořeno ve třetím týdnu dvěma endotelovými trubícemi, viz Obr. 1 [3], které jsou spojeny s cévami zárodku a mimozárodečnými strukturami. Mezi tyto struktury patří choriový vak, žloutkový vak a pupečník. Do konce třetího týdne se endotelové trubice spojí v jedno tubulární srdce, které se začne zapojovat do cévního systému zárodku. Tím vznikne primordiální kardiovaskulární soustava. Tubulární srdce obklopuje splachnický mezoderm, který je základem primordiálního myokardu. Ve čtvrtém týdnu již srdce aktivně tepe a převádí krev [4].

Tubulární srdce se skládá z bulbus cordis, komorové části, atrium a sinus venosus. Truncus arteriosus, který je základem aortálního oblouku a plicního kmene, je připojen na bulbus cordis, který se stává částí komory. Následně se srdce začne nahýbat doprava a vytváří se vzhled dospělého srdce. V rozmezí čtvrtého až sedmého týdne se srdce pomocí sept postupně rozděluje na 4 části (levou a pravou komoru, levou a pravou síň). Do tubulárního srdce je krev přiváděna pomocí vitelinního systému (vytváří se z něj portální systém), venae cardinales (pozdější vyvinutí dolních dutých žil) a umbilikálního systému (po narození zaniká). Mezi čtvrtým a pátým týdnem vznikají faryngové oblouky, které obsahují arterie nesoucí základ aortálního vaku. Mezi šestým až osmým týdnem se vyvíjí trvalý tvar aortálního oblouku [4].



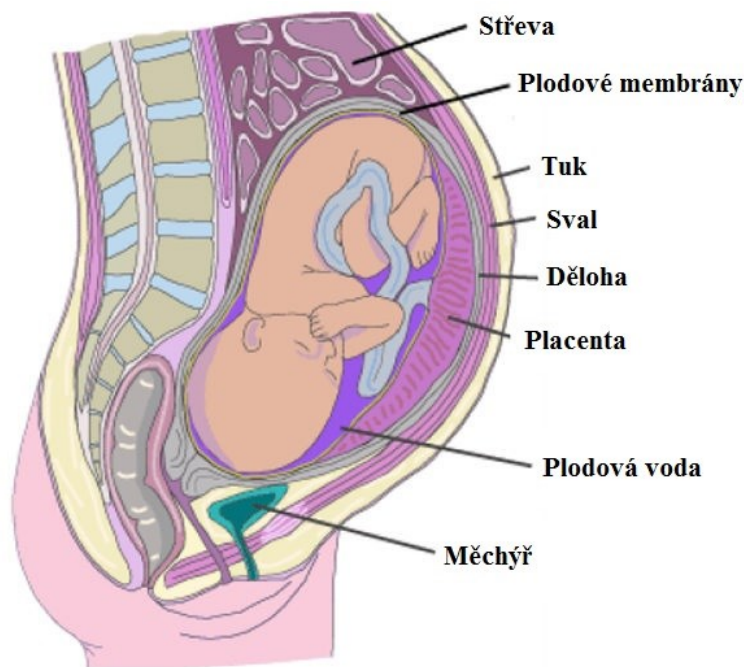
Obr. 1: Vývoj plodového srdce.

1.2 Anatomie plodového srdce

Mezi srdcem plodu a srdcem dospělého člověka jsou velké rozdíly. Místo obvyklého pumpování krve u dospělého člověka levou komorou do těla a pravou komorou do plic pro získání kyslíku, je u plodu kyslík dodáván placentou místo plicemi. Místo dvou komor má plod foramen ovale a ductus arteriosus umožňující vstoupit krev do pravé síně a vyhnout se plicnímu oběhu. Podobnou funkci má ductus venosus, který vede krev a živiny z pupeční šňůry do pravé síně a obchází játra. Po porodu se foramen ovale uzavírá s prvním nádechem a ductus arteriosus se pouze částečně uzavře a to po 10 až 15 hodinách. K úplnému uzavření ductus arteriosus dochází až tři týdny po porodu. Ductus venosus se uzavírá ve chvíli, když je přestřižena pupeční šňůra a zastaví se průtok krve mezi matkou a dítětem [1].

Plod je obklopen několika elektricky vodivými vrstvami. Nejvyšší vodivost je v plodové vodě a nejnižší vodivost má vernix caseosa. Břicho, kůže a podkožní tuk mají nízkou vodivost, což má vliv na kvalitu signálu. V průběhu druhé poloviny těhotenství dochází k zvětšení placenty, plodu a objemu plodové vody, což má velký vliv na neinvazivní snímání fEKG. Ve 28. až 32. týdnu těhotenství se vytváří vernix caseosa, který prakticky obklopuje plod a vytváří izolaci, která dělá měření fEKG obtížnějším. Vernix caseosa se rozpouští v 37. až 38. týdnu těhotenství [1].

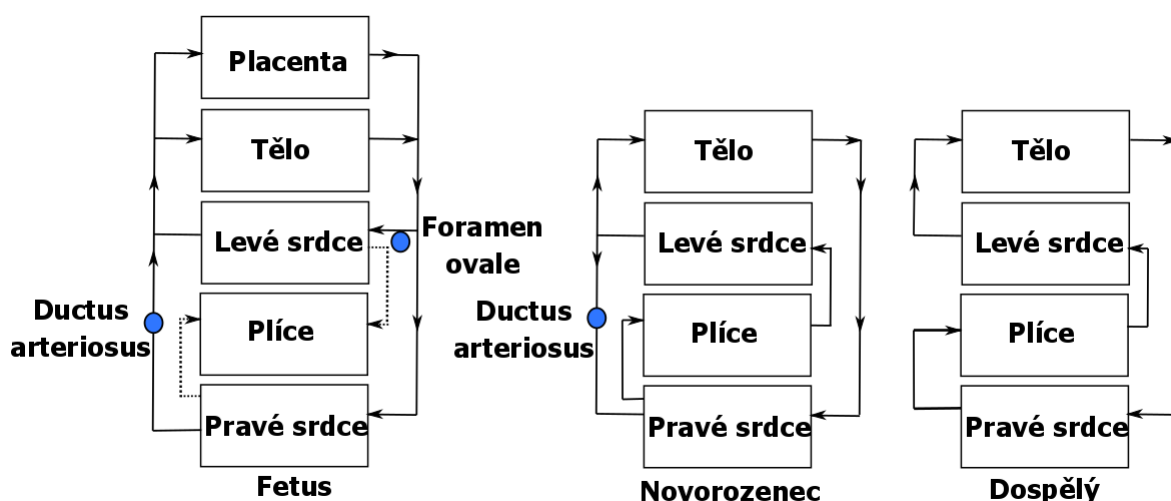
V prvních šesti měsících těhotenství nemá plod stálou polohu a pohybuje se. Zhruba v polovině třetího trimestru zaujme plod většinou podélnou polohu hlavičkou dolů, viz Obr. 2 [1], což je nejvhodnější poloha pro následný porod. Může se stát, že plod zaujme i jinou polohu než hlavičkou dolů, např. poloha pánevním koncem. Poloha plodu má velký vliv na kvalitu signálů, které jsou snímány neinvazivně (aEKG) z břišní oblasti, kvůli určení polohy břišních elektrod [1].



Obr. 2: Standardní podélná poloha plodu hlavičkou dolů během těhotenství.

1.3 Krevní oběh plodu

Krevní oběh plodu je prováděný jinak než o dospělého člověka, viz Obr. 3 [5]. Plíce plodu jsou ještě nefunkční, proto je krev odkloněna od plic a okysličuje se v placentě. Placentou projde 55 % srdeční výměny. Placenta zajišťuje správnou výměnu oxidu uhličitého, kyslíku a oxidu uhelnatého. U dospělého člověka je krev nasycena na 98 %, ale u plodové pupeční žíly je krev nasycena pouze na 80 %. Tato krev je v určité míře směřována s portální krví a zbývající krev jde do dolní duté žíly přes ductus venosus. Velká část krve, která se dostane do srdce pomocí dolní duté žíly, je následně přes foramen ovale vedena do levé síně. Naopak velká část krve přitékající z horní duté žíly postupuje přímo do pravé komory a je vypuzena do plicnice. V plicnici je oproti aortě větší tlak, proto jde téměř všechna krev z plicnice arteriální dučejí do aorty. Tím se docílí toho, že méně okysličená krev jde do hrudní části plodu a lépe okysličená krev z levé komory do hlavové části plodu. Krev se v malé míře dostane do pupečnickových arterií a následně do placenty. Postnatální oběhová soustava se vyvíjí několik týdnů po narození. Plodový oběh je oddělen od oběhu matky vrstvou mimozárodečných tkání, které se nazývají placentační membrána. Je to propustná membrána pro živiny, vodu, kyslík a hormony do těla plodu a propustná pro odpadní látky, které jdou z těla plodu do matčina těla [5].



Obr. 3: Blokové schéma krevního oběhu plodu, novorozence a dospělého jedince.

1.4 Vrozené vady

Srdeční vrozené vady jsou nejčastějším důvodem úmrtí plodu během porodu. Jedno ze 125 narozených (0,8 % narozených) dětí má vrozenou srdeční vadu [1]. Vrozená srdeční vada může bezprostředně ohrožovat zdraví dítěte, nebo může jít o malou vadu, proto se dítě zdá být plně zdravé i několik prvních let jeho života. Srdeční vady vznikají ihned při počátku tvorby srdce plodu a mohou postihnout jeho libovolnou funkci. Mezi 20. až 50. týdnem po narození dítěte je největší možnost rozvoje vrozené srdeční vady. Velmi často jsou vrozené vady vyvolány během septace, protože se jedná o velmi složitý proces. Někdy vzniká vrozená vada během vytváření definitivní podoby aortálního oblouku. Mezi nejzávažnější problémy, které můžeme zaznamenat fEKG, patří hypoxémie, hypoxie a asfyxie [1, 4, 6].

1.5 Hypoxické stavy

1.5.1 Hypoxémie

Jedná se o nejnižší stupeň kyslíkové nedostatečnosti v krvi plodu. Plod reaguje na tento stav zpomalením růstu, snížením pohybu, nebo zvýšením průtoku krve a počtu červených krvinek. Hypoxémie nastává z důvodu placentální nedostatečnosti a není postižena energetická rovnováha, nebo funkce orgánů. Při snížení kyslíku dokáže plod několik dní až týdnů udržovat stav. Dlouhodobá hypoxémie omezuje růst plodu a orgánů. Během porodu je nutné zamezit obranným reakcím plodu a omezit energetické rezervy [6].

1.5.2 Hypoxie

Jedná se o další stádium kyslíkové nedostatečnosti, kdy dochází k dalšímu snížení saturace kyslíku v krvi. Tělo plodu nedokáže dostatečně zásobovat všechny tkáně kyslíkem, proto dochází k rozdělení kyslíku do nejdůležitějších orgánů. Organismus plodu vyvolá aktivaci sympatiku a vyplaví stresové hormony, aby došlo k zajištění anaerobního metabolismu periferních tkání. Stav při hypoxii dokáže plod kontrolovat maximálně několik hodin. Vlivem rozdělení kyslíku jsou postiženy hypoxií jenom periferní nervy [6].

1.5.3 Asfyxie

Jde o nejtěžší a nebezpečnou formu kyslíkové nedostatečnosti, kdy jsou orgány tak málo prokrvené, že centrální orgány jsou přinuceny přejít na anaerobní metabolismus. Organismus vlivem zásob glykogenu v játrech a myokardu maximálně aktivuje sympatiku a stresové hormony. Plod tento stav je schopen zvládat pouze několik minut a to do chvíle, kdy dochází k srdeční zástavě a poškození mozku [6].

2 Plodová elektrokardiografie

Elektrokardiografie (EKG) je diagnostická metoda, při které se snímá elektrická aktivita srdečního svalu. Pomocí EKG dospělé osoby se dá v klinické praxi kontrolovat arytmie srdce, ischemie, účinnost léků a podobně. Snímání se provádí pomocí elektrod umístěných na hrudi a končetinách a záznam se nazývá elektrokardiogram [1, 7].

2.1 Monitorování plodového EKG

Pomocí fEKG se zjišťuje fHR. Naměřené fEKG není účinné při zjištění srdeční vrozené vady, ale může poskytnout informaci o ischemii vlivem polohy plodu, který může být škrcen pupeční šnůrou. Mimo mnoho jiných rušení je fEKG rušeno mozkovou aktivitou plodu. Naměřené fEKG poskytuje mnohem více informací než sonografické metody, protože srdeční vady mají určité elektrické projevy [1].

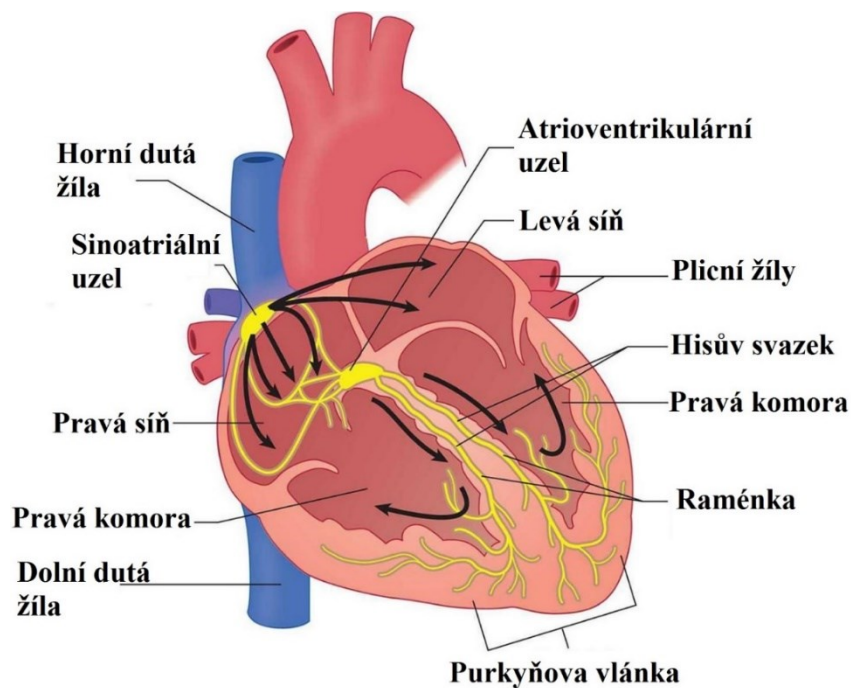
Měření fEKG se dělí na invazivní a neinvazivní. Invazivní měření se provádí pomocí transvaginální plodové skalp elektrody a neinvazivní pomocí elektrod umístěných různě v břišní oblasti. Invazivní měření fEKG transvaginálně poskytuje díky přímému kontaktu s plodem kvalitní záznam, ale přináší riziko pro matku a hlavně plod, protože elektroda se přikládá na hlavu plodu a tím může dojít k zanesení infekce. Další nevýhodou je, že při špatném kontaktu dochází k nezkvalitnění přenosu signálu a také dochází ke kolísání izolinie. Proto se snaží předejít invazivním metodám a nahradit je neinvazivními, které nejsou pro matku a plod příliš zatěžující a mohou se použít během porodu. Neinvazivně naměřené aEKG obsahuje mEKG, fEKG a šum, viz rovnice (2.1), kde x_{mEKG} a x_{fEKG} jsou mEKG a fEKG a $n(n)$ je šum. Hrudní EKG obsahuje pouze mEKG a šum [1, 2, 8, 9, 10].

$$x_{\text{aEKG}}(n) = x_{\text{mEKG}}(n) + x_{\text{fEKG}}(n) + n(n) \quad (2.1)$$

Během neinvazivního měření dochází ke zkrácení signálu vlivem umístění elektrod v břišní oblasti a zhoršuje se poměr SNR. Poloha elektrod není standardizována, proto je automatické získání fHR problém. Aby EKG signál byl kvalitní, je důležité odstranit šum. Plodová srdeční frekvenci je obvykle v rozmezí 120 až 160 bpm. Amplituda mEKG je 10 až 30 krát silnější než amplituda fEKG [1, 2, 8, 9, 10].

2.2 Plodový převodní systém srdeční

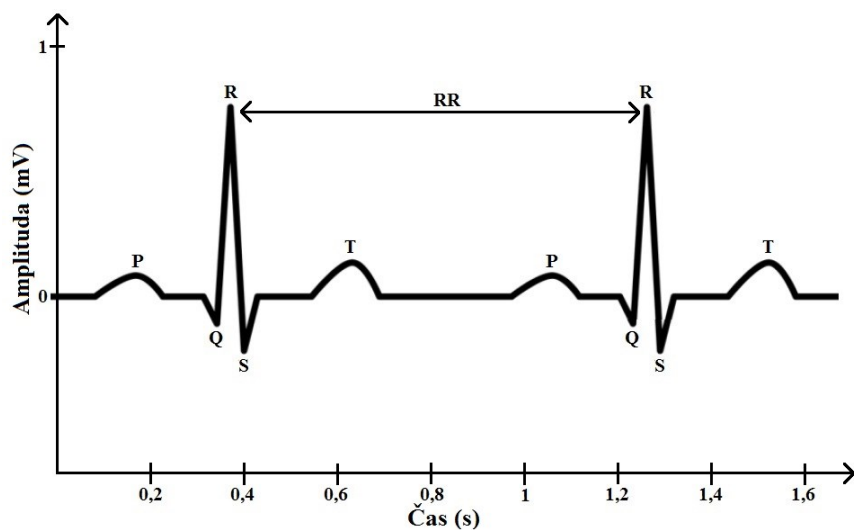
Na rozdíl od mechanických funkcí srdce, které jsou u plodu a dospělého člověka odlišné, je elektrická aktivita srdce u plodu podobná jako u dospělého člověka, viz Obr. 4 [11]. Srdeční vlny jsou řízeny sítí neuronových vláken, které jsou rozloženy v celém myokardu. Řídí pravidelné kontrakce a relaxace. Stimulace myokardu začíná v sinoatriálním uzlu (SA uzlu), který je umístěn v pravé horní zadní stěně pravé síně a funguje jako přírodní kardiostimulátor. V tomto shluku buněk se spouští každý srdeční tep a stimuluje atrioventrikulární uzel (AV uzel), který se nachází v dolní zadní stěně pravé síně. Za AV uzlem vstupuje impuls do Hisova svazku, který je lokalizován v místě mezikomorového septa a dále se dělí na pravou a levou větev. Na konci se větve dělí v Purkyňova vlákna a celá srdeční svalovina je depolarizována. Následně dochází k repolarizaci, kdy je srdce ochablé (relaxuje) a vyčkává na další stimul [1, 7].



Obr. 4: Převodní systém srdeční.

2.3 Plodový elektrokardiogram

Po snímání elektrické aktivity srdce vidíme na EKG komplex PQRST, viz Obr. 5 [12], jehož název byl vytvořen Einthovenem. P vlna je začátkem srdeční aktivity a je dána depolarizací síní. Po P vlně následuje 50 ms, během kterých depolarizace proudí k AV uzlu a následně přichází QRS komplex, který znázorňuje depolarizaci obou komor, která překrývá současnou repolarizaci síní. Další vlnou v EKG záznamu je T vlna, která představuje repolarizaci komor. Někdy po T vlně následuje malá U vlna, která u normálního EKG vyznačuje repolarizaci Hisova svazku a Purkyňových vláken. Mezi koncem U vlny a začátkem nové vlny P je úsek označovaný jako izoelektrická linie, ve kterém myokard nevykazuje žádnou aktivitu [1, 7].



Obr. 5: Elektrokardiogram.

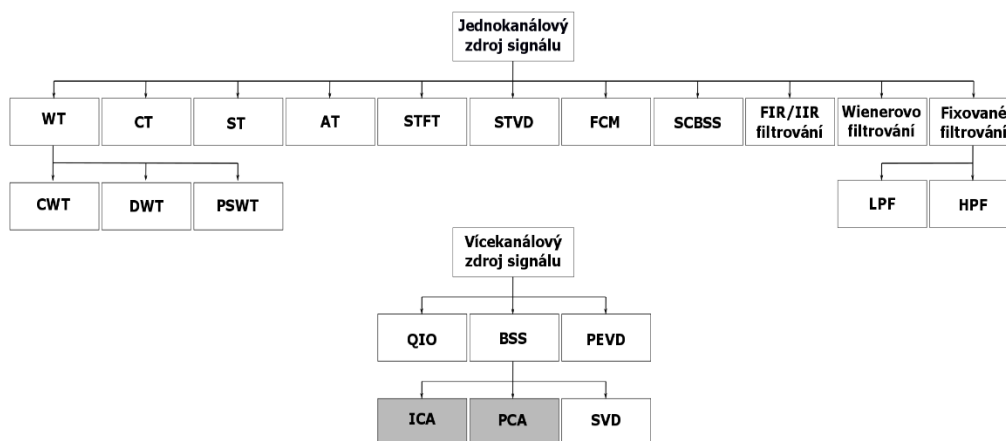
Ačkoli není žádné přímé nervové spojení mezi matkou a plodem, přesto přenášené hormony a placenta mohou ovlivnit fHR a krevní tlak plodu. Ve studii od autorů Sameni a Clifford z roku 2010 [1] bylo zmíněno, že prováděli pokus na ženách v 21., 24., 27., 30. a 33. týdnu těhotenství zda se fHR během různé denní doby bude měnit. Došli k závěru, že u žen v rozmezí 24. až 30. týdne těhotenství se od půlnoci do 9:00 snižuje fHR. Zatímco u žen v 27. týdnu těhotenství klesá hodnota fHR mezi 15:00 až 21:00 [1].

3 Metody zpracování fEKG

K neinvazivnímu měření fEKG se používá jednocanálového zdroje signálu nebo vícekanálového zdroje signálu. Tyto signály jsou zpracovány pomocí adaptivních a neadaptivních metod. Bylo vytvořeno mnoho technik a algoritmů pro neinvazivní měření fEKG, ale stále se hledá přesnější metoda zpracování [8].

Adaptivní metody jsou filtry, které mají schopnost v čase automaticky nastavit vlastní hodnoty koeficientů na základě vnějších vlivů. Filtry si zapamatovávají předchozí zkušenosti, aby se zlepšovaly. Používají se k potlačení šumu a zlepšení SNR. Adaptivní metody se skládají z aEKG, které je primárním vstupem, a hrudního mEKG, které se používá jako referenční vstup. Mezi nelineární adaptivní metody patří techniky umělých neuronových sítí (ANN), metody využívající hybridní neuronové sítě (HNN) a techniky aplikující adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém (ANFIS). Mezi lineární adaptivní metody řadíme metody založené na teorii Kalmanovy filtrace (KF), techniky založené na stochasticky gradientní adaptaci (LMS), metody založené na rekurzivní optimální adaptaci (RLS) a metody využívající adaptivní lineární neuron (ADALINE) [8, 13].

Neadaptivní metody spočívají v odstranění nežádoucích signálů z aEKG (tj. technické a biologické artefakty a především „mEKG“) a tím se získá fEKG signál bez adaptace systému. Využívá se vícekanálového, nebo jednocanálového zdroje signálu, viz Obr. 6 [8]. Pomocí vícekanálového zdroje signálu jsou řešeny metody na principu slepé separace zdrojů (BSS). Jednocanálové zdroje signálu jsou řešeny pomocí metody založené na vlnkové transformaci (WT), korelační techniky (CT), metody spektrálního odčítání (ST), průměrovací techniky (AT), regresní techniky, frekvenčně selektivních filtrů s konečnou impulzní odezvou (FIR) a s nekonečnou impulzní odezvou (IIR), metod založených na teorii Wienerovy filtrace a fixovaných filtrací, mezi které patří filtr typu dolní propust (LPF) a filtr typu horní propust (HPF) [8, 13].



Obr. 6: Blokové schéma neadaptivních metod extrakce fEKG (vybrané metody pro realizaci jsou zvýrazněny).

3.1 Jednokanálový zdroj signálu

3.1.1 Metody založené na vlnkové transformaci (WT)

Vlnková transformace je omezena v momentě, když plodový QRS komplex (fQRS) se překrývá s mateřským QRS komplexem (mQRS). Metody založené na vlnkové transformaci poskytují informace v časové a frekvenční oblasti a tudíž jsou velice účinné pro nestacionární signály, nebo více komponentní signály, proto se používají k získání fEKG ze složeného aEKG. Při extrakci fEKG z originálního signálu, se využívá dvouúrovňová vlnková transformace. Využívá se jako předzpracování u jiných metod k odstranění šumu. Existuje veliké množství metod založených na vlnkové transformaci, jako je komplexní, biortogonální, Coifletova, Harrova, Symmletova, dvoupřechodový stupeň synchronizace vlnkové transformace, nebo Daubechieova diskrétní vlnková transformace. Typ WT se volí podle použití [8, 9, 14].

Daubechieova (diskrétní) vlnková transformace (DWT)

Daubechieova (diskrétní) vlnková transformace (DWT) je popsána ve studii od Hassanpour a kol. z roku 2006 [9] a jejím základem je, že signál se nejprve rozloží pomocí WT na fEKG a mEKG a poté se vyfiltruje pouze fEKG pomocí filtru typu dolní propust. Metoda DWT se používá pro různá frekvenční pásma a pro různé časové oblasti signálu s odlišnou dobou a různým frekvenčním rozlišením. Rozklad signálu ukazuje pomalu se měnící rysy signálu na nízkých frekvencích a rychle měnící se rysy signálu na vysokých frekvencích. Časová řada signálu $x(n)$ se rozloží na dvě frekvenční pásma pomocí DWT, což poskytuje dobré frekvenční rozlišení na nízkých frekvencích a dobré časové rozlišení na vysokých frekvencích. Spektrum signálu DWT je soustředěno okolo nízkých frekvencí. Algoritmus byl aplikován na syntetický a reálný aEKG signál těhotné ženy. V této studii byla amplituda mEKG 10x větší než amplituda fEKG. Na reálných datech stažených z databáze vytvořené De Moorem [15], které byly 10 sekund dlouhé s rychlostí 250 vzorků za sekundu, bylo otestováno, že algoritmus správně extrahuje fEKG z originálního signálu. Výsledný signál byl filtrován pomocí Savitzky-Golay vyhlazovacího filtru typu dolní propusti, aby byl redukován šum. Získané fEKG mělo stejný počet QRS komplexů jako původní signál a došlo k zlepšení SNR. Takto zpracované signály bylo možné použít pro detekci R-R intervalu [9], tj. pro stanovení fHR.

Ve studii od Bhoker a kol. z roku 2013 [16] byla metoda DWT ověřena pomocí 15 dat z databáze PhysioNet [17]. Jednalo se o data, která byla snímána u žen v 40. a vyšším týdnu těhotenství s délkou záznamu 10 sekund. Signály měly vzorkovací frekvenci 1000 Hz s rozlišením 16 bitů. Studie ukázala, že na všech 15 datech bylo správně detekováno fHR. Tato metoda správně určila všechny plodové R vlny obsažené v aEKG a je možné ji použít k detekci R-R intervalu. Po provedené DWT došlo k zlepšení SNR [16].

Komplexní vlnková transformace (CWT)

Další metoda založená na WT byla vysvětlena ve studii od Karvounis a kol. z roku 2004 [10] a jednalo se o komplexní vlnkovou transformaci (CWT), která slouží k automatickému získání fEKG z aEKG. Metoda CWT je založena na získání singularit a biortogonální kvadratické vlnky pomocí maximálního modulu. Získání fEKG je dosaženo nalezením vrcholů R vln. Metoda má skvělé

výsledky při sledování změn nestacionárních signálů a také dobře slouží k určení, zda je signál stacionární. Provádí kontinuální vlnkovou analýzu reálných signálů. Výsledný signál může být dále analyzován pro významné vlastnosti v jeho modulu a fázi. Touto metodou mohou být detekovány nejen prosté vlny ale i různé tvary vln. Metoda je založena na 4 stádiích. V prvním se provádí předzpracování pomocí zprůměrování signálu, v druhém se zaznamenává mateřská tepová frekvence (mHR), v třetím se určí přijatelné fQRS komplexy a v posledním se aplikuje algoritmus, který detekuje překrývající se fQRS a mQRS komplexy a odstraní špatně detekované fQRS komplexy. Data v této studii byla získána z fEKG databáze v Nottinghamu [18]. Jednalo se o 15 záznamů dlouhých jednu minutu, které byly měřeny ve třech obdobích mezi 20. a 41. týdnem těhotenství pro zlepšení přesnosti. Vzorkovací frekvence byla 3000 Hz s 12 bitovým rozlišením. Systém používal 3 párů elektrod umístěných v břišní oblasti. Přesnost získání plodových R vln byla 99,5 %. Z celkového počtu 1975 fHR bylo 1954 dobře identifikováno, 12 bylo vynecháno a 9 bylo špatně identifikováno. Většina vynechaných tepů byla na začátku a na konci minutového záznamu. Zbylé špatně detekované fHR byly v místě s nízkou hodnotou SNR. V článku došli k závěru, že CWT dobře extrahuje fHR. Pomocí této metody se může zlepšit analýza signálu využitím imaginární části vlnek. Algoritmus je velice rychlý a je výkonnější v porovnání s algoritmy zaznamenanými v literaturách. Další výhodou je možnost získání mHR a tudíž možnost paralelního monitorování fEKG a mEKG. Možným zlepšením by bylo účinnější odstranění šumu [10].

Dvouprůchodový stupeň synchronizace vlnkové transformace (PSWT)

Ve studii od Kumar a kol. z roku 2016 [14] se zabývali metodou založenou na dvouprůchodovém stupni synchronizace vlnkové transformace (PSWT). Metoda PSWT je založena na modelování konceptu, který zachycuje období kolísání signálu pomocí základních prvků. Nejprve se odhadne mEKG z aEKG a poté se provede druhá iterace za účelem detekce fEKG. Metoda je velice přesná a užitečná i při malé amplitudě fEKG. Zajišťuje co nejmenší informační ztrátu při detekci fEKG a mEKG. Provedením PSWT došlo ke zlepšení SNR a bylo možné tyto zpracované signály použít pro stanovení fHR [14].

3.1.2 Korelační technika (CT)

Metoda CT přináší několik omezení, i když je počítána z periodických signálů. Poskytuje funkce klesajících a stoupajících maxim vztahujících se ke korelačnímu koeficientu mezi následujícími intervaly. Proto vrchol amplitudy extrahovaného signálu závisí na nepravidelnosti fEKG obsaženého v aEKG. Další problém CT nastane, když je průměr přítomných signálů roven nule a tím zprůměrované fQRS komplexy jsou rovny nule, což je vyvoláno rušením a tím, že některé části filtrovaného fQRS komplexu mají opačnou fázi. Toto omezení je vyřešeno použitím druhé mocniny signálu. V případě, kdy dochází k překrytí mEKG a fEKG je v daném místě nemožné určit velikost R vlny. Výsledky ve studii od autora Bemmela z roku 1968 [19] ukázaly, že CT metoda dokáže dobře určit fHR, i když je fEKG ovlivněno svalovým rušením, ale pokud jsou dobře viditelné R vlny. Metodu, ale označili za užitečnou i v případě, kdy nejsou v celém aEKG záznamu vidět R vlny, ale je třeba nadále testovat a statisticky zkoumat její výsledky. Metoda CT není dobrá pro detekci nestacionárních signálů [8, 19].

3.1.3 Metoda spektrálního odčítání (ST)

Nejstarší neinvazivní neadaptivní metoda extrahování fEKG. Signály aEKG a mEKG jsou seřazeny tak, aby se získalo při odečtení mEKG od aEKG zašuměné fEKG. Šum se následně odfiltruje z obdrženého fEKG. Nicméně problémem této metody je, že hrudní signál mEKG jen zřídka odpovídá přítomnému signálu mEKG v aEKG signálu, proto je nemožné získat čisté fEKG pouhým odečtením. Ve studii od Levkov a kol. z roku 2005 [20] se zabývali zlepšením metody ST. Ke kompenzaci frekvenční odchylky, využili hardwarové měření a k sledování periody rušení softwarové měření. Do algoritmu zavedli filtrační modul, čímž zvýšili flexibilitu konstrukce. Účinnost metody není závislá na amplitudě a frekvenci rušení. Hlavní výhodou ST metody je, že prakticky plně odstraňuje síťové rušení z EKG signálu bez porušení jeho spektra oproti jiným metodám [8, 20].

3.1.4 Průměrovací technika (AT)

Jedna z nejpoužívanějších metod extrakce fEKG. Pomocí AT metody jsou R vlny mEKG snadno získány průměrováním prahových detektorů díky jejich velké amplitudě v aEKG. Provedením zprůměrování intervalů signálu aEKG, který obsahuje mQRS komplexy, se získá referenční signál odpovídající jednomu intervalu mEKG. Následně jsou fEKG a rušení potlačeny s tím, že jsou nezávislé vzhledem k signálu mEKG. Odečtením referenčního signálu má za následek úplné odstranění mEKG. Ve studii od Hon a kol. z roku 1964 [21] se zabývali metodou AT a zjistili, že omezením algoritmu je nutnost uměle převést neperiodický signál na pravidelný. Pomocí AT metody došlo k zlepšení hodnoty SNR o deset až dvacet dB. Metoda je schopna dobře extrahovat fEKG, které obsahuje správně detekovanou vlnu P a vlnu T [8, 21].

3.1.5 Filtrovací metody

Aby byl signál fEKG bez rušivých složek, je nutné provést filtrování. Mezi filtrovací metody patří filtrování v lineární časové doméně, filtrování ve frekvenční oblasti, metody založené na teorii Wienerova filtrování, frekvenčně selektivní filtr s konečnou impulzní odezvou (FIR), frekvenčně selektivní filtr s nekonečnou impulzní odezvou (IIR) a fixované celočíselné filtrování. Některý typ rušení se přímo filtruje v časové doméně, ve které je ve většině případů rychlejší než ve frekvenční oblasti. Lineární filtry nejsou vhodné, pokud se spektrum signálu a šumu překrývá. Synchronizované průměrování signálu je alternativou pro případ, kdy se signál a šum překrývají, protože nedochází k narušení signálu fEKG. Pokud není přístupná část signálu, tak je synchronizované průměrování neúspěšné. Pohybující se okno průměrového filtru se využívá v případě, když jsou statistiky vypočteny v různých časech využívajících malé okno vzorků pohybujících se okolo osy. Frekvenční doména nabízí filtry dolní propusti, horní propusti, pásmové propusti a notch filtry. Je velice důležitá studie artefaktů v signálu, pro výběr filtru [8].

3.1.6 De-shape krátko časová Fourierova transformace (STFT) a mediánová metoda

Studie od Su a kol. z roku 2016 [22] se zabývá nelineární časovou frekvenční analýzou nazývanou de-shape krátko časová Fourierova transformace (STFT) a nelokální mediánovou metodou. Metoda STFT je zaměřena na lepší získání hodnoty fHR, mHR a R vln a nelokální mediánová metoda je

zaměřena na získání lepšího fEKG a mEKG. Existují dva hlavní problémy při získání fEKG. Prvním je stanovení počtu komponent a stanovení periody opakování jednotlivých komponent. Druhým problémem je separování všech komponent ze záznamu. Metoda řeší oba problémy současně. Algoritmus metod je založen na odstranění mEKG a poté stanovení fEKG a jeho fHR. Algoritmus je schopen v prvním kroku pomocí STFT metody zároveň získat mHR a fHR a poté v druhém kroku nelokální mediánovou metodou pomocí R vln získat mEKG a fEKG. Potenciál algoritmu, ale zatím nebyl zcela ověřen. Algoritmus je konstruován na práci s nestacionárními signály [22].

Účinnost metod byla ověřena na třech databázích. Simulated fECG signal databáze [23], odkud vzali deset záznamů dlouhých pět minut a se vzorkovací frekvencí 250 Hz, PhysioNet non-invasive fECG databáze [25], kde vzali pět záznamů s délkou pět minut, vzorkovací frekvencí 1000 Hz a rozlišením 16 bitů, a 2013 PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge databáze [17], z níž použili 75 záznamů dlouhých jednu minutu a se vzorkovací frekvencí 1000 Hz [22].

Došli k závěru, že navrhované metody poskytují více informací skrytých v jednobáňovém aEKG, jako jsou nelineární vztahy mezi po sobě jdoucí srdeční činnostmi. Metoda má lepší výkon než metody založené na šabloně odčítání a adaptivní filtrační metody. Nelokální mediánová metoda dokáže extrahovat fEKG s velmi malým zkreslením a to i v případě když je přítomen šum. Pokud je v signálu přítomen šum, tak čím delší je záznam, tím lépe metoda pracuje. Kombinace metod má možné využití i pro oscilační signály s více komponentami v jiných oblastech [22].

3.1.7 Metoda sekvenčního totálního variačního odstranění šumu (STVD)

Ve studii od Lee a kol. z roku 2016 [24] byla ukázána metoda sekvenčního totálního variačního odstranění šumu (STVD). V předzpracování metody byl použit notch filtr (viz Kap. 4.4) s mezním kmitočtem 50 až 60 Hz a Butterworthův filtr (BW) typu pásmová zádrž s hranicemi 3 Hz a 90 Hz. Metoda STVD se skládá ze tří kroků. Nejdříve se provede totální variační odstranění šumu (TVD), poté se získá mEKG z aEKG pomocí šablony odčítání pomocí analýzy hlavních komponent (TSPCA) a nakonec se znovu provede TVD pro analýzu zbytkového signálu k získání fEKG. K ověření metody použili fECG Synthetic databázi [26], z které použili 1750 realistických aEKG s délkou pět minut a vzorkovací frekvencí 250 Hz, a PhysioNet fECG databázi [17], kde využili 75 záznamů dlouhých jednu minutu a se vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Tato metoda byla srovnávána s Kalmarovým filtrem, metodou TSPCA a metodou TSPCA + TVD, která je podobná navrhované STVD metodě. Závěrem došli k výsledku, že STVD dokáže efektivně získat fEKG v porovnání s ostatními metodami díky druhému použití TVD. Pomocí SVTD lze dosáhnout menších chyb a možnosti budoucího sledování fHR v reálném čase [24].

3.1.8 Metoda založená na fuzzy C-means shlukování (FCM)

Metodou získání fEKG založenou na fuzzy C-means shlukování (FCM) se zabývá studie od Tan a kol. z roku 2015 [27]. Metoda je založena na hledání center shlukování, která budou co nejvíce konzistentní s daty. Pokud jsou zvolena různá počáteční shlukovací centra, dojde k vyhodnocení odlišných závěrů. Základním účelem rozdělení dat je maximalizování vnitřní shlukovací podobnosti a minimalizování mezi shlukovací podobnosti. K určení podobnosti mezi objekty slouží stupeň příslušnosti, kdy stupeň příslušnosti podobných objektů je menší než rozdílných objektů. Jeli možné adaptivně najít c shlukovací centra, která představují soubor dat větších podobností, tak můžeme najít

shlukovací centra shodující se s daty o prostorovém rozložení. Metoda FCM je mimořádně efektivní a bezpečná v klinickém monitorování těhotenství. Jedná se o velice jednoduchou a užitečnou metodu pro jeho detekci více plodů v mateřském těle během těhotenství [27].

3.1.9 Jednokanálová slepá separace zdrojů (SCBSS)

Studium od He a kol. z roku 2016 [28] je zaměřena na jednokanálovou slepou separaci zdrojů (SCBSS). Metoda používá empirický režim rozkladu (EMD), aby mapovala jednokanálový zdroj signálu. Pomocí SCBSS lze určit počet plodů v těle matky. Pro tento odhad v jednokanálovém signálu jsou použity Bootstrap metoda, Akaikeova informační kritéria, Houghova transformace a metoda PCA. K optimalizaci počtu samotných komponent byl použit algoritmus optimalizačního roje částic. Bootstrap metoda znovu vzorkuje data k získání správných vzorků. Pomocí této metody je možné odhadnout interval spolehlivosti, pokud není známý. Odhad počtu zdrojů je vždy založen na testování hypotéz, které jsou ovlivněny subjektivním pohledem a ovlivní výsledek. Metody založené na Houghově transformaci určují počet zdrojů podle detekovaných nahromaděných vrcholů v parametrickém prostoru. Akaikeova informační kritéria vyrovnávají nedostatky v testování hypotéz a dobře fungují v technických aplikacích. Chyba odhadu se vyskytuje, pokud je malá hodnota SNR. V této studii se použila metoda PCA k snížení dimenzí dat. Prvky s malým rozptylem se odstraňují na rozdíl od prvků s velkým rozptylem, který se musí identifikovat pomocí kovariance v časové doméně. Prvním krokem metody PCA je vypočtení kovariance. Poté vypočtení vlastního čísla a korespondenční ortogonální jednotky vlastních čísel z matice kovariance. Třetím krokem je zvolení počtu hlavních komponent k dosažení finálního zhodnocení. Stanovení počtu hlavních komponent je založeno na principu, že souhrnná míra je dostatečně velká. Posledním krokem metody PCA je vypočíst počet vzorků v hlavních komponentách.

Testování bylo provedeno na 4 vytvořených signálech smíšených dohromady se vzorkovací frekvencí 5 kHz a na dvou záznamech získaných z MIT-BIH databáze [29]. Test byl proveden programem MATLAB. Výsledkem bylo, že navržený algoritmus správně určuje počet zdrojů v jednokanálovém signálu a může oddělit fEKG z aEKG. Metoda SCBSS je vhodná pro určení počtu plodů v těle [28].

3.2 Vícekanálový zdroj signálu

Principy slepé separace zdrojů (BSS)

Jedná se o velice nadějnou metodu současnosti. Signál fEKG je získán pomocí odhadů nezávislých zdrojů plodové srdeční aktivity. Slepá separace zdrojů se provádí nejčastěji pomocí metody ICA, PCA a metody singulárního rozkladu (SVD) [8].

Studie od Bacharakis a kol. [30] je zaměřena na popis BSS metody. Metody BSS obsahují množinu q zdrojových signálů, které jsou statisticky nezávislé s nenulovou střední hodnotou a v této práci se jedná o aEKG, která se skládá se z proměnných x_{mEKG} a x_{fEKG} znázorňující mateřskou a plodovou složku viz rovnice (3.1). Dále obsahují p pozorované signály, které jsou tvořené neznámými lineárními kombinacemi neznámých zdrojů a v této práci jde o fEKG. Maticová rovnost je stanovena podle rovnice (3.2) a rovnice (3.3), kde x je zdroj signálů a m je lineární kombinace koeficientů a představuje přenos signálu od bioelektrických zdrojů k elektrodám. Koeficienty lineární transformace ukazují, jak silně

každá elektroda zachycuje signál a díky tomu lze lépe nastavit měřicí polohy. Šum přidáný do signálu je značen n . Šum je Gaussovský a vzájemně nezávislý. Data obsahující pozorované EKG signály jsou získány elektrodami umístěnými v břišní oblasti. Po digitalizaci signálů, se každý signál skládá ze vzorků, které jsou zapsány do matice \mathbf{Y}_{aEKG} [30].

$$q = x_{mEKG} + x_{fEKG} \quad (3.1)$$

$$\begin{bmatrix} y_1(t) \\ \vdots \\ y_p(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & \dots & m_{1q} \\ \vdots & & \vdots \\ m_{p1} & \dots & m_{pq} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_1(t) \\ \vdots \\ x_p(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} n_1(t) \\ \vdots \\ n_p(t) \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$\mathbf{Y}_{aEKG} = \mathbf{m} \cdot \mathbf{x} + \mathbf{n} \quad (3.3)$$

Metody BSS dokáží dobře extrahovat fEKG i za přítomnosti více než dvou zdrojů. Čím více elektrod je použito, tím větší přesnosti extrakce je dosaženo. Metody založené na statistice vyššího řádu nejsou ovlivněny umístěním elektrod. Všechny metody BSS jsou schopny dobře extrahovat složky fEKG v případě, že je hodnota SNR vysoká. Vzhledem k nízké hodnotě SNR dochází k zaniknutí P vlny a T vlny v šumu, ale stále je dobře detekována R vlna. Jedná se o problém z pohledu moderní ST-analýzy, která zpřesňuje stanovení hypoxie plodu na základě detekce R-R intervalu [14].

3.2.1 Analýza nezávislých komponent (ICA)

Pomocí vícekanálových zdrojů je nejvíce prováděna metoda ICA, která získává signál fEKG ze směsice signálu za předpokladu, že jsou nezávislé, což znamená, že informace obsažená v jedné veličině neposkytuje informaci o druhé veličině a naopak. Je to velice známá metoda extrakce fEKG, která je omezována překrýváním signálu ve směsici signálů. Dalším omezením je nutnost připojení tolika elektrod v břišní oblasti kolik je zdrojových signálů a každá elektroda nese s sebou svůj šum a znehodnocení EKG signálu. Je to metoda pro hledání skrytých vektorů v datovém souboru. Metodu ICA lze vysvětlit tak, že je potřeba více než jeden negaussovský zdroj signálu. Algoritmus této metody dokáže velice rychle a efektivně dojít k výsledkům. FastICA je algoritmus, který s každým krokem zvyšuje nezávislost mezi hypotetickými zdroji. Podrobnější vysvětlení viz Kap. 4.1 [31, 32].

FastICA algoritmus měl ve studii od Raj a kol. z roku 2015 [2] při testování pomocí programu LabVIEW na základě korelačního koeficientu nejlepší výsledky mezi ostatními ICA metodami. Metoda byla označena za jednoduchou k porozumění a zkonstruování. Hodnocení provedli na základě korelačního koeficientu a bpm. Data použili z PhysioNet 2013 Challenge databáze [17], odkud použili čtyři aEKG, a z databáze PhysioNet [25], odkud využili čtyři aEKG a jeden záznam pomocí skalp elektrody. Ve výsledku se hodnoty bpm blížili vždy předpokládané hodnotě 140. Při porovnání metody ICA a PCA podle přesnosti extrahovaného fEKG měly obě metody prakticky stejnou přesnost. Metoda ICA je nejčastěji používanou metodou pro její dobré výsledky [2].

3.2.2 Metoda singulárního rozkladu (SVD)

Podle studie od autora Leach [33] se jedná o velice výkonnou metodu, která je založena na maticové transformaci jednoho vektorového prostoru v jiný. Vektory \mathbf{x} a \mathbf{y} jsou ortogonální v případě, že platí $\mathbf{x}^T \mathbf{y} = 0$. Čtvercová matice \mathbf{Y} obsahující ortogonální vektory s délkou jedna je ortogonální a obsahuje minimálně tolik řádků kolik sloupců ($m \geq n$). Základní rovnicí SVD metody je součin tří matic, viz rovnice (3.4), kde \mathbf{U} je ortogonální matice velikosti $m \times m$, \mathbf{V} je ortogonální matice velikosti $n \times n$ a \mathbf{S} je

diagonální matice velikosti $m \geq n$ s $s_{ij} = 0$, pokud $i \neq j$ a $s_{ij} = s_i \geq 0$. Počet s_i se nazývá singulárními hodnotami matice \mathbf{Y} a sloupce \mathbf{U} a \mathbf{V} jsou nazývány levými a pravými singulárními vektory. Směšovací matice SVD metody lze snadno odhadnout při získání fEKG, ale algoritmus je výpočetně náročný. Metoda SVD je v současné době běžně používanou a velice účinnou metodou k získání fEKG a odfiltrování šumu [8, 33].

$$\mathbf{Y} = \mathbf{U} \cdot \mathbf{S} \cdot \mathbf{V}^T \quad (3.4)$$

3.2.3 Analýza hlavních komponent (PCA)

Studie od Bacharaki a kol. [30] se zabývá metodou PCA, která je založena na matici SVD metody, viz rovnice (3.4). Matice \mathbf{Y} je odvozena z lineární kombinace zdrojových signálů \mathbf{S} a \mathbf{V}^T . Poslední řádky matice \mathbf{V}^T jsou spojené s rušením signálu šumem. Poslední prvky \mathbf{S} jsou použity k odhadu rozptylu šumu z kovarianční matice \mathbf{Y} a slouží k vytvoření nové singulární matice \mathbf{S}' , která neobsahuje šum. Může být vytvořena nová matice \mathbf{V}' , viz rovnice (3.5), rovnice (3.6) a rovnice (3.7), která bude obsahovat pouze informační signál, zatímco nově vytvořená matice \mathbf{U}' by obsahovala pouze sloupce \mathbf{U} , které nesou požadovaný signál. Bylo využito 8 dat od těhotných žen s vzorkovací frekvencí 500 Hz a délkou záznamu 10 s. Z těchto 8 dat dokázala metoda pouze u dvou čistě vykreslit fEKG. V tomto pokusu byla metoda PCA srovnávána s metodou ICA a došli k závěru, že metoda ICA dosahuje lepších výsledků. Podrobnější popis PCA metody viz Kap. 4.2 [30].

$$\mathbf{Y}' = \mathbf{U}' \cdot \mathbf{S}' \cdot \mathbf{V}'^T \quad (3.5)$$

$$\mathbf{M} = \mathbf{U}' \cdot \mathbf{S}' \quad (3.6)$$

$$\mathbf{X} = \mathbf{V}'^T \quad (3.7)$$

3.2.4 Metoda optimalizované kvality indexu (QIO)

Metodou optimalizované kvality indexu (QIO) se zabývají ve studii od Varanini a kol. z roku 2016 [34]. Metoda je založena na využití pseudo periodicity a časového tvaru QRS komplexu. Testování bylo provedeno na 2013 PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge databázi [17], kde bylo použito 75 záznamů se vzorkovací frekvencí 1 kHz. Metoda QIO překonala metodu ICA v detekci fQRS komplexu. Metoda může být použita u fEKG s malou amplitudou a odstraňuje problém metody ICA algoritmu, která automaticky volí mEKG, nebo fEKG mezi odhadovanými nezávislými komponentami [34].

3.2.5 Kombinace SVD a ICA

Ve studii od Gao a kol. z roku 2003 [32] použili kombinaci SVD metody a metody ICA k získání fEKG a dosáhli mnohem větší přesnosti, než je udáno v literaturách, kde byla použita pouze jedna z metod [32]. Základní myšlenkou této metody je převedení signálu do vyšších dimenzí a poté využít předpokladu statistické nezávislosti mezi komponentami k jejich separaci od směsice signálů získaných při měření v břišní oblasti. Toho je dosaženo využitím SVD metody, pomocí které je proveden rozklad na spektrogram, a následně pomocí metody ICA je proveden rozklad na jednotlivé komponenty. Metoda SVD přispívá k oddělitelnosti jednotlivých komponent a metoda ICA k nezávislosti dvou komponent. Metoda SVD se použije na spektrogram a metoda ICA na spektrální a časovou složku EKG signálu. Kvůli problému s rozkladem se zde používá jako předpoklad statistická nezávislost srdečních úderů a

podobný předpoklad zaměřený na základní vektory k reprezentaci základních částí signálu. Tyhle předpoklady jsou založeny na opakujících se QRS komplexech. Metoda se využívá k separaci téměř periodického signálu ze směsice signálů.

Testování bylo provedeno na dva signály, které byly 10 minut dlouhé se vzorkovací frekvencí 300 Hz a byly získané od těhotných žen v 37. týdnu těhotenství. Při detekci mEKG byla kombinovaná metoda účinnější a detekovala většinu událostí na rozdíl při použití pouze SVD metody. Metoda SVD při detekci fEKG obsahovala velké ovlivnění mEKG složkou. Kombinovaná metoda je velice užitečná hlavně v případech, kdy se mEKG a fEKG překrývá [32].

3.2.6 Kombinace ICA, EEMD a WS

V této studii od autorů Liu a Luan z roku 2015 [35] vyzkoušely neinvazivní metodu vícekanálového břišního měření nazývanou ICA-EEMD-WS. Skládá se z FastICA algoritmu, který zde slouží k oddělení fEKG s příměsí šumu od mEKG. Dále ze souboru empirického módu rozkladu (EEMD), který je založen na adaptivním empirickém módu rozkladu (adaptivní EMD) sloužící k analýze nelineárních a nestacionárních signálů. EEMD metoda ve třech krocích integračního algoritmu odstraní šum. A nakonec je obsažena v této kombinaci transformace pomocí vlnkového zmenšení (WS), která je nelineární transformací navrženou k redukování vysokofrekvenčního šumu. U reálných EKG je zjevné, že signál obsahuje hlavně nízké frekvence, zatímco šum je vysokofrekvenční. Metoda WS se skládá ze tří kroků. Nejdříve se provede lineární WT, poté se provede nelineární zmenšení šumu a nakonec lineární inverze WT [35].

Kombinace ICA-EEMD-WS byla srovnávána se samotným WS, BW, a spojením EMD-WS. Metody byly srovnávány na základě střední kvadratické chyby (MSE), korelačního koeficientu (R) a SNR. Hodnoty SNR a R byly vyšší u ICA-EEMD-WS než hodnoty u ostatních algoritmů a hodnota MSE byla menší u navrhované kombinace metod než u ostatních metod. Na základě výsledků byla metoda statisticky uznána užitečným nástrojem při neinvazivním měření fEKG a následným odstraněním šumu [35].

3.2.7 Kombinace metody využívající polynomiální síť a Savitzkyho-Golayův filtr

Ve studii od Ayat a kol. z roku 2015 [36] je popsána metoda využívající polynomiální síť a Savitzkyho-Golayův vyhlazovací filtr. Polynomiální síť využívá dvou svodů a v některých případech neposkytuje dobré fEKG, proto se nejprve použije Savitzkyho-Golayův vyhlazovací filtr, který slouží k oddělení mEKG z aEKG. Tento filtr má mnohem lepší výsledky než FIR filtr a jeho účelem je najít filtrační koeficienty, které zachovají části signálu s vysokou frekvencí. Metody jsou založeny na tom, že mEKG v aEKG je nelineárně transformováno z hrudního signálu. Metoda byla srovnána s metodou SVD a došli k závěru, že poskytuje lepší detekci fEKG a může být použita v reálném čase v fEKG monitorech [36].

3.2.8 Kombinace SVD a metody polynomních klasifikátorů

Kombinací SVD metody a metody polynomních klasifikátorů se zabývá studie od Kumar a kol. z roku 2016 [14]. Nejdříve se pomocí SVD metody získá mEKG z aEKG využitím kvazi periodického charakteru aEKG. Následně se pomocí polynomních klasifikátorů extrahuje fEKG ze získaného mEKG

a originálního aEKG. Spojení metod bylo otestováno a výsledkem bylo zlepšení SNR při srovnání s metodou SVD [2014].

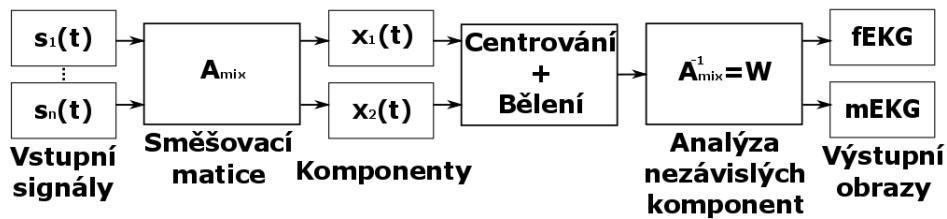
3.2.9 Metoda polynomiálního maticového rozkladu vlastních hodnot (PEVD)

Studium autora Redif z roku 2016 [37] se zabývá metodou polynomiálního maticového rozkladu vlastních hodnot (PEVD) využívající širokopásmového podprostoru k získání fEKG z vícekanálového aEKG. K otestování byla využita MIT-BIH Noise Stress Test databáze [29], pomocí které získali tři půlhodinové záznamy se vzorkovací frekvencí 360 Hz, a ECG PhysioNet Challenge 2013 databáze [25], která poskytla 175 záznamů dlouhých 60 sekund, 10 minut a 60 minut se vzorkovací frekvencí 1 kHz a zozlišením 12 bitů. Bylo dosaženo velkého úspěchu při stanovení fEKG pro většinu testovaných záznamů. Metoda PEVD není přesná při určení P a T vlny, ale dobře detekuje R vlnu a dosahuje větší odolnosti a přesnosti než ostatní navržené metody. U metody PEVD není vyžadováno předzpracování [37].

4 Implementace algoritmu neadaptivních metod

Na základě nastudování problematiky neadaptivních metod získání fEKG jsem rozhodnul, že práce bude zaměřena na návržení ICA a PCA algoritmu. Z teoretického úvodu je totiž zřejmé, že metoda ICA a PCA jsou nejvíce používané a dosahují uspokojivých výsledků. Následně budou v této kapitole popsána syntetická a reálná data z klinické praxe, která se využijí při realizaci programu. Zbytek kapitoly bude zaměřen na předzpracování signálu a hodnotící parametry.

4.1 ICA



Obr. 7: Blokové schéma funkce analýzy nezávislých komponent.

Analýza nezávislých komponent je nová metoda, pomocí které se snažíme nalézt lineární zobrazení negaussovských dat, jejichž komponenty jsou statisticky nezávislé, nebo co nejvíce se blíží nezávislosti. Metoda ICA se dá vysvětlit na příkladu, že jsme v místnosti, kde pro jednoduchost jsou dvě osoby, které komunikují. Dále jsou v místnosti dva mikrofony, každý na jiném místě, které poskytnou dva časové signály $x_1(t)$ a $x_2(t)$, kde x_1 a x_2 jsou amplitudy signálů a t je indexem času. Každý z těchto signálů je složen ze součtu hovorových signálů vyvolaných dvěma osobami, které označujeme $s_1(t)$ a $s_2(t)$. Problému, kdy mluví více osob, se říká obecně Cocktail-party problém. Stejný problém nastává při záznamu EKG těhotné ženy, proto je metoda ICA velice dobrá pro extrakci fEKG, viz Obr. 7 [38]. Z těchto poznatků vznikly rovnice (4.1) a rovnice (4.2), kde a_{11} , a_{12} , a_{21} a a_{22} jsou parametry závislé na vzdálenosti mluvící osoby od mikrofону. Problém nastává, protože neznáme parametry a_{ij} . Řešením je předpoklad, že $s_1(t)$ a $s_2(t)$ jsou statisticky nezávislé (to je v mnoha případech pravda), což pomůže oddělit původní signály ze směsi. Obecně u metody ICA pozorujeme n lineárních signálů x_1 až x_n z n nezávislých komponent, viz rovnice (4.3) [39].

$$x_1(t) = a_{11}s_1 + a_{12}s_2 \quad (4.1)$$

$$x_2(t) = a_{21}s_1 + a_{22}s_2 \quad (4.2)$$

$$x_j = a_{j1}s_1 + a_{j2}s_2 + \dots + a_{jn}s_n \quad (4.3)$$

Nyní jsme získali index času t , a proto každá směsice signálů x_j a každá nezávislá komponenta s_k jsou náhodné proměnné. Také lze předpokládat, že směsice signálů a nezávislé komponenty mají nulovou střední hodnotu. Pokud tomu tak není, můžeme pozorované proměnné x_i vždy vycentrovat odečtením střední hodnoty vzorků a vytvořit model nulové střední hodnoty. Je velice přínosné použít vektor-maticový zápis místo součtu. Použijeme matici \mathbf{A}_{mix} s prvky a_{ij} , jejíž řádky obsahují transponované vektory \mathbf{x}^T . Někdy potřebujeme sloupce matice \mathbf{A}_{mix} , a proto upravíme rovnici (4.4) a vznikne rovnice (4.5) s modelem a_j . Mimo předpoklady, že jsou komponenty statisticky nezávislé a

mají negaussovské rozdělení, můžeme také předpokládat, že směšovací matice je čtvercová a tudíž po odhadnutí matice \mathbf{A}_{mix} můžeme počítat s její inverzní maticí \mathbf{W} a získat nezávislé komponenty, viz rovnice (4.6) [39].

$$\mathbf{x} = \mathbf{A}_{\text{mix}} \mathbf{s} \quad (4.4)$$

$$\mathbf{x} = \sum_{i=1}^n \mathbf{a}_i s_i \quad (4.5)$$

$$\mathbf{s} = \mathbf{W} \mathbf{x} \quad (4.6)$$

4.1.1 Nejasnosti ICA

Existují dvě základní nejasnosti metody ICA. První nejasností je, že neumíme určit energie nezávislých komponent. Důvodem je, že obě proměnné \mathbf{s} a \mathbf{A}_{mix} jsou neznámé a jakékoli skalární násobení v jednom ze zdrojů s_i bude vždy zrušeno rozdělením odpovídajícího sloupce \mathbf{a}_i z matice \mathbf{A}_{mix} . Díky tomu můžeme lehce stanovit veličiny nezávislých komponent. A protože jsou nezávislé komponenty náhodné veličiny, je nejjednodušším způsobem předpokládat, že každá z nich má jednotkový rozptyl podle $E\{s_i^2\} = 1$. Matice \mathbf{A}_{mix} je upravena, aby mohla být využita pro výpočet metody ICA, ale problém s nejasností znaménka není odstraněn, což lze vidět při vynásobení nezávislé komponenty hodnotou minus jedna bez žádné změny. Tento problém je, ale bezvýznamný u většiny aplikací. Druhou nejasností je, že nejde určit pořadí nezávislých komponent, a proto můžeme měnit pořadí v součtech u rovnice (4.5) a volat kteroukoli z nezávislých komponent jako první. Permutační matice \mathbf{P} a její inverze můžou být použity substitucí v modelu a získáme rovnici (4.7). Prvky $\mathbf{P}\mathbf{s}$ jsou originální nezávislé proměnné s_j v jiném pořadí a matice $\mathbf{A}_{\text{mix}}\mathbf{P}^{-1}$ je nová neznámá směšovací matice k řešení ICA algoritmu [39].

$$\mathbf{x} = \mathbf{A}_{\text{mix}} \mathbf{P}^{-1} \mathbf{P} \mathbf{s} \quad (4.7)$$

4.1.2 Nezávislost

Jednou možností jak lze definovat nezávislost u náhodných veličin y_1 a y_2 je, že informace obsažená v y_1 neposkytuje informaci o y_2 . Tuto nezávislost lze definovat hustotou pravděpodobnosti, kdy označíme $p(y_1, y_2)$ funkcí hustoty pravděpodobnosti veličin y_1 a y_2 . Nejprve si označíme pouze $p_1(y_1)$ hustotou pravděpodobnosti y_1 a obdobně pro y_2 . Poté definujeme, že y_1 a y_2 jsou nezávislé pouze tehdy, pokud jejich vzájemnou hustotu pravděpodobnosti můžeme zapsat dle rovnice (4.10). Platí pro libovolný počet n náhodných veličin a vzájemná hustota pravděpodobnosti musí splňovat n podmínek. Tato definice slouží k získání důležitých vlastností nezávislých náhodných veličin. Pro dvě funkce h_1 a h_2 dostaneme rovnici (4.11) [39].

$$p_1(y_1) = \int p(y_1, y_2) dy_2 \quad (4.8)$$

$$p_2(y_2) = \int p(y_1, y_2) dy_1 \quad (4.9)$$

$$p(y_1, y_2) = p_1(y_1)p_2(y_2) \quad (4.10)$$

$$E\{h_1(y_1)h_2(y_2)\} = E\{h_1(y_1)\}E\{h_2(y_2)\} \quad (4.11)$$

Nekorelovatelnost je další možností jak lze definovat nezávislost. Náhodné veličiny y_1 a y_2 jsou nekorelované, pokud jejich kovariance je nulová podle rovnice (4.12). Pokud jsou proměnné nezávislé,

tak jsou nekorelované. Jenže nekorelovatelnost neznamená nezávislost. Mnoho metod ICA upravuje odhad tak, že dává vždy nekorelované odhady nezávislých komponent, čímž se snižuje počet volných parametrů a odstraňuje se problém [39].

$$E\{y_1 y_2\} - E\{y_1\}E\{y_2\} = 0 \quad (4.12)$$

Poslední definování nezávislosti a zároveň základní pro metodu ICA je, že nezávislé komponenty musí mít negaussovské rozdělení. Pro pochopení důvodu uvedeme příklad. Předpokládejme, že směšovací rovnice je ortogonální a s_i je Gaussova typu. Poté x_1 a x_2 jsou Gaussova typu, nekorelované s jednotkovým rozptylem. Jejich společná hustota je daná rovnicí (4.13). Tím dojde k tomu, že hustota je přesně symetrická a neobsahuje žádnou informaci o směru sloupců směšovací matice \mathbf{A}_{mix} , a proto by ji nešlo odhadnout [39].

$$p_1(x_1, x_2) = \frac{1}{2\pi} \exp\left(-\frac{x_1^2 + x_2^2}{2}\right) \quad (4.13)$$

4.1.3 Principy odhadu nezávislosti ICA

Z centrální limitní věty vyplývá, že součet náhodných nezávislých proměnných se blíží Gaussovskému rozdělení. Pokud chceme používat negaussovské rozdělení, musíme mít velký počet náhodných veličin negaussova rozdělení [39].

Špičatost

Základním určením negaussova rozdělení je použití špičatosti, která je definovaná podle rovnice (4.14). Špičatost může být negativní, která se nazývá subgaussovská, nebo pozitivní nazývána supergaussovská. Subgaussovské náhodné veličiny mají typicky plochou vzájemnou hustotu pravděpodobnosti a supergaussovské náhodné veličiny mají špičatější vzájemnou hustotu pravděpodobnosti. Negaussovské rozdělení se typicky počítá absolutní hodnotou špičatosti, která ve většině případů má hodnotu větší než nula [39].

$$\text{kurt}(y) = E\{y^4\} - 3(E\{y^2\})^2 \quad (4.14)$$

Negativní entropie (Negentropie)

Druhou a velice důležitou možností měření negaussova rozdělení je pomocí negentropie. Entropie náhodné veličiny je definována jako míra informace, kterou získáme pozorováním proměnné. Čím více je proměnná náhodná, tím je větší entropie. Zjednodušeně je entropie délka kódování náhodné veličiny a značí se H . Dle rovnice (4.15) jsou a_i možné hodnoty Y . Entropie H náhodného vektoru \mathbf{y} s hustotou $f(\mathbf{y})$ je dána rovnicí (4.16), kde $\mathbf{y}_{\text{gauss}}$ je náhodná veličina Gaussova rozdělení stejné kovarianční matice jako \mathbf{y} [39].

$$H(Y) = - \sum_i P(Y = a_i) \log P(Y = a_i) \quad (4.15)$$

$$H(y) = - \int f(\mathbf{y}) \log f(\mathbf{y}) d\mathbf{y} \quad (4.16)$$

Základním využitím entropie je, že proměnné Gaussova typu mají největší entropii mezi náhodnými veličinami stejného rozptylu. Z tohoto poznatku se využije negativní entropie pro měření negaussovského rozdělení. Negentropie se značí J a je definovaná podle rovnice (4.17) [39].

$$J(\mathbf{y}) = H(\mathbf{y}_{\text{gauss}}) - H(\mathbf{y}) \quad (4.17)$$

Negentropie je vždy větší než nula a hodnotu nula má pouze pokud \mathbf{y} má Gaussovo rozdělení. Výpočet negentropie je velice obtížný, proto se využívá aproximace negentropie, což je velice užitečné pro metodu ICA. Aproximace založená na maximální entropii zabraňuje problémům, které měla aproximace momentů vyššího řádu a je dána rovnicí (4.18), kde k_i je nějaká pozitivní konstanta, v je Gaussova proměnná nulové střední hodnoty a jednotkového rozptylu, u proměnné y se předpokládá nulová střední hodnota a jednotkový rozptyl a G_i je nějaká nekvadratická funkce. Je důležité dobře zvolit funkci G_i . Volby funkce G_i v rovnici (4.19) a rovnici (4.20), kde $1 \leq a_1 \leq 2$ je nějaká vhodná konstanta, byly prokázány jako velmi dobré [39].

$$J(y) \approx \sum_{i=1}^P k_i [E\{G_i(y)\} - E\{G_i(v)\}]^2 \quad (4.18)$$

$$G_1(u) = \frac{1}{a_1} \log \cosh a_1 u \quad (4.19)$$

$$G_2(u) = -\exp\left(-\frac{u^2}{2}\right) \quad (4.20)$$

4.1.4 Předzpracování metody ICA

Před aplikováním ICA algoritmu je nutné provést předzpracování signálu. Základem předzpracování je centrování a bělení [39].

Centrování

Jedná se o prvotní a nejdůležitější část předzpracování, která slouží k zjednodušení ICA algoritmu. Centrování se vytváří odečtením středního vektoru $\mathbf{m} = E\{\mathbf{x}\}$ od \mathbf{x} , čímž se vytvoří \mathbf{x} s nulovou střední hodnotou. To vytvoří \mathbf{s} s nulovou střední hodnotou, což lze vidět z předpokladu na obou stranách rovnice (4.4). Po odhadnutí směšovací matice \mathbf{A}_{mix} s centrovanými daty je možné dokončit odhad přidáním zpětné střední hodnoty vektoru \mathbf{s} . Střední hodnota se zpětně získá pomocí $\mathbf{A}_{\text{mix}}^{-1}\mathbf{m}$, kde \mathbf{m} je střední hodnota odečtená při předzpracování [39].

Bělení

Další užitečnou částí po provedení centrování je bělení, kdy lineárně transformujeme pozorovaný vektor \mathbf{x} a dostaneme vektor $\tilde{\mathbf{x}}$. Vektor $\tilde{\mathbf{x}}$ je vybělený a jeho komponenty jsou nekorelované s jednotkovým rozptylem. Kovarianční matice $\tilde{\mathbf{x}}$ se rovná identifikační matici dle rovnice (4.21) [39].

$$E\{\tilde{\mathbf{x}}\tilde{\mathbf{x}}^T\} = \mathbf{I} \quad (4.21)$$

Dobrou metodou bělení je využití vlastní hodnoty rozkladu (EVD) kovarianční matice podle rovnice (4.22), kde \mathbf{E} je ortogonální matice vlastních vektorů $E\{\mathbf{x}\mathbf{x}^T\}$ a \mathbf{D} je diagonální matice vlastních hodnot rozkladu $\mathbf{D} = \text{diag}(d_1, \dots, d_n)$. $E\{\mathbf{x}\mathbf{x}^T\}$ může být získána z dostupných vzorků $\mathbf{x}(1), \dots, \mathbf{x}(T)$. Bělení je poté provedeno podle rovnice (4.23), kde $\mathbf{D}^{-\frac{1}{2}}$ je vypočteno jako $\mathbf{D}^{-\frac{1}{2}} = \text{diag}(d_1^{-\frac{1}{2}}, \dots, d_n^{-\frac{1}{2}})$. Poté je lehké ověřit rovnici $E\{\tilde{\mathbf{x}}\tilde{\mathbf{x}}^T\} = \mathbf{I}$. Bělící transformace směšovací matice \mathbf{A}_{mix} v novou matici $\tilde{\mathbf{A}}$ je dána dle rovnice (4.24) [39].

$$E\{\mathbf{x}\mathbf{x}^T\} = \mathbf{E}\mathbf{D}\mathbf{E}^T \quad (4.22)$$

$$\tilde{\mathbf{x}} = \mathbf{E}\mathbf{D}^{-\frac{1}{2}}\mathbf{E}^T\mathbf{x} \quad (4.23)$$

$$\tilde{\mathbf{x}} = \mathbf{E}\mathbf{D}^{-\frac{1}{2}}\mathbf{E}^T\mathbf{A}_{\text{mix}}\mathbf{s} = \tilde{\mathbf{A}}\mathbf{s} \quad (4.24)$$

Užitečnost bělení je hlavně v tom, že $\tilde{\mathbf{A}}$ je ortogonální, což jde vidět v rovnici (4.25). Jde vidět, že bělení sníží počet parametrů nutných k určení. Místo n^2 parametrů matice \mathbf{A}_{mix} , je nutno určit pouze $n(n-1)/2$ parametrů ortogonální matice $\tilde{\mathbf{A}}$. Bělení je tudíž dobrou metodou jak snížit složitost ICA algoritmu [39].

$$E\{\tilde{\mathbf{x}}\tilde{\mathbf{x}}^T\} = \tilde{\mathbf{A}}E\{\mathbf{s}\mathbf{s}^T\}\tilde{\mathbf{A}}^T = \tilde{\mathbf{A}}\tilde{\mathbf{A}}^T = \mathbf{I} \quad (4.25)$$

4.1.5 FastICA algoritmus

Algoritmus je založený na pevném bodě iteračního schématu pro nalezení maxima nenormálnosti $\mathbf{w}^T\mathbf{x}$, nebo může být odvozen Newtonovou iterací. Nejdrive si označíme \mathbf{w} jako váhový vektor. Poté označíme g derivací nekadratické funkce G , viz rovnice (4.18), dostaneme deriváty v rovnici (4.26) a v rovnici (4.27), kde $1 \leq a_1 \leq 2$ je nějaká vhodná konstanta, která je často brána jako $a_1 = 1$ [39].

$$g_1(u) = \tanh(a_1 u) \quad (4.26)$$

$$g_2(u) = u \exp\left(-\frac{u^2}{2}\right) \quad (4.27)$$

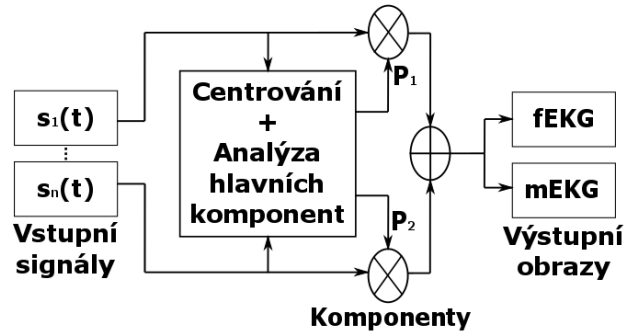
Obecná podoba FastICA algoritmu má čtyři kroky. Prvním krokem je výběr počáteční velikosti vektoru \mathbf{w} . Ve druhém se provede $\mathbf{w}^+ = E\{\mathbf{x}g(\mathbf{w}^T\mathbf{x})\} - E\{g'(\mathbf{w}^T\mathbf{x})\}\mathbf{w}$. Třetím krokem se provede $\mathbf{w} = \frac{\mathbf{w}^+}{\|\mathbf{w}^+\|}$ a pokud nekonverguje, opakuje se druhý krok. Konvergence znamená, že skalární součin starých a nových hodnot \mathbf{w} ve stejném bodě je téměř roven jedné. Konvergování do stejného bodu není nutné, protože \mathbf{w} a mínus \mathbf{w} definují stejný směr. U tohoto algoritmu je předpokládáno, že jsou data dávno vybělena předzpracováním. Maxima aproximace negentropie z $\mathbf{w}^T\mathbf{x}$ byla optimalizována z $E\{G(\mathbf{w}^T\mathbf{x})\}$. Podle podmínky Kuhn-Tuckera se nalezne podmínkou $E\{(\mathbf{w}^T\mathbf{x})^2\} = \|\mathbf{w}\|^2 = 1$ optimalizace pomocí rovnice (4.28). Tuto rovnici můžeme vyřešit Newtonovou metodou. Při označení levé strany, viz rovnice (4.28), písmenem F dostaneme její Jacobianovu matici podle rovnice (4.29). Invertováním Jacobianovy rovnice se snadno dostane přibližná Newtonova iterace dle rovnice (4.30) [39].

$$E\{xg(\mathbf{w}^T\mathbf{x})\} - \beta\mathbf{w} = 0 \quad (4.28)$$

$$JF(\mathbf{w}) = E\{\mathbf{x}\mathbf{x}^T g'(\mathbf{w}^T\mathbf{x})\} - \beta\mathbf{I} \quad (4.29)$$

$$\mathbf{w}^+ = \frac{\mathbf{w} - [E\{\mathbf{x}g(\mathbf{w}^T\mathbf{x})\} - \beta\mathbf{w}]}{[E\{g'(\mathbf{w}^T\mathbf{x})\} - \beta]} \quad (4.30)$$

4.2 PCA



Obr. 8: Blokové schéma funkce analýzy hlavních komponent.

Metoda PCA, viz Obr. 8 [40], nahrazuje původní proměnné, které jsou korelované, hlavními komponentami, které pak jsou nekorelované a jsou ve většině případů lineární kombinací původních proměnných. Vstupem PCA metody je matice \mathbf{X} , která obsahuje n vzorků pro p původních proměnných a výstupem je matice \mathbf{Z} , která také obsahuje n vzorků, ale pro p hlavních komponent. Při předpokladu, že matice \mathbf{X} je sloupcově centrována, což znamená, že průměry sloupců matice \mathbf{X} se rovnají nule, tak matice \mathbf{Z} bude obsahovat sloupce hlavních komponent vytvořené lineární kombinací právě sloupců matice \mathbf{X} . To platí dle rovnice (4.31), kde \mathbf{A} je ortogonální (nekorelovaná) matice, a inverzní transformace je dána podle rovnice (4.32) [41].

$$\mathbf{Z} = \mathbf{X} \cdot \mathbf{A} \quad (4.31)$$

$$\mathbf{X} = \mathbf{Z} \cdot \mathbf{A}^T \quad (4.32)$$

Z rovnice (4.31) a rovnice (4.32) lze určit, že platí rovnost $\mathbf{X} \cdot \mathbf{X}^T = \mathbf{Z} \cdot \mathbf{Z}^T$, z čehož plyne, že oba souřadnicové systémy mají stejnou Euklidovskou vzdálenost mezi body a mají stejnou velikost úhlů mezi vektory spojujícími body a počátkem souřadnic. Matice \mathbf{A} způsobuje rotaci kolem počátku souřadnic, a proto se vytvoří matice \mathbf{G} , která způsobuje rotaci kolem počátku souřadnic, a jsou pro ni hlavní komponenty ortogonální, viz rovnice (4.33) [41].

$$\mathbf{Z} = \mathbf{X} \cdot \mathbf{G} \quad (4.33)$$

Matice $\mathbf{X} \cdot \mathbf{X}^T$ je kromě násobící konstanty rovna kovarianční matici výběru a platí pro ni rovnice (4.34). Matice \mathbf{G} obsahuje jako sloupce vlastní vektory matice $\mathbf{X} \cdot \mathbf{X}^T$ a \mathbf{L}^2 obsahuje pak vlastní čísla matice $\mathbf{X} \cdot \mathbf{X}^T$. S předpokladem, že matice \mathbf{X} je tvořena p sloupci původních proměnných matice $\mathbf{X} = (\mathbf{x}_1, \dots, \mathbf{x}_p)$, lze pro všechny hlavní komponenty $\mathbf{Z} = (\mathbf{z}_1, \dots, \mathbf{z}_p)$ a původní proměnné stanovit rovnici (4.35) [41].

$$\mathbf{Z}^T \cdot \mathbf{Z} = \mathbf{G}^T \cdot \mathbf{X}^T \mathbf{X} \cdot \mathbf{G} = \mathbf{L}^2 \quad (4.34)$$

$$\mathbf{z}_j = \sum_{i=1}^p \mathbf{G}_{ij} \cdot \mathbf{x}_i; \quad \mathbf{x}_j = \sum_{i=1}^p \mathbf{G}_{ij} \cdot \mathbf{z}_j \quad (4.35)$$

Vektor \mathbf{z}_j je dán v prostoru proměnných součtem $\mathbf{G}_{ij} \cdot \mathbf{x}_i$ a konstanta $k = \frac{(\mathbf{x}^T \mathbf{z})}{(\mathbf{z}^T \mathbf{z})}$. Lze stanovit projekční matici \mathbf{Q} podle rovnice (4.36), kde vektor \mathbf{p} , jehož délka je stanovena v rovnici (4.37), je projekcí vektoru \mathbf{x} na vektor \mathbf{z} . Matice $\mathbf{Q} = \frac{\mathbf{z} \cdot \mathbf{z}^T}{(\mathbf{z}^T \mathbf{z})}$ je nekorelovaná projekční matice [41].

$$\mathbf{p} = \mathbf{Q} \cdot \mathbf{x} = k \cdot \mathbf{z} = \frac{\mathbf{z}^T \cdot \mathbf{x} \cdot \mathbf{z}}{\mathbf{z}^T \mathbf{z}} = [\mathbf{z} \cdot \mathbf{z}^T (\mathbf{z}^T \mathbf{z})] \cdot \mathbf{x} \quad (4.36)$$

$$\|\mathbf{p}\| = \sqrt{\mathbf{p}^T \mathbf{p}} = \cos \alpha \cdot \|\mathbf{x}\| = \frac{\mathbf{x}^T \mathbf{z}}{\|\mathbf{z}\|} = \mathbf{x}^T \cdot \mathbf{Q} \cdot \mathbf{x} = k \cdot \|\mathbf{z}\| \quad (4.37)$$

Z délky vektoru \mathbf{z}_j dané $\|\mathbf{z}_j\| = \sqrt{\mathbf{z}_j^T \cdot \mathbf{z}_j} = L_j$, kde L_j je odmocnina z j -tého vektoru vlastního čísla, plyne, že délka projekce vektoru \mathbf{x}_i na \mathbf{z}_j je určena rovnicí (4.38). Během vytváření vektoru \mathbf{z} se sčítají složkové vektory vektorů $\mathbf{G}_{ij} \cdot \mathbf{x}_i$ a výsledná délka vektoru \mathbf{z}_j je znázorněna rovnicí (4.39) [41].

$$p_{ij} = \frac{\mathbf{x}_i^T \cdot \mathbf{z}_j}{\|\mathbf{z}_j\|} = \mathbf{G}_{ij} \cdot L_j \quad (4.38)$$

$$\|\mathbf{z}_j\| = L_j = \sum_{i=1}^p \mathbf{G}_{ij} \cdot p_{ij} = \sum_{i=1}^p \mathbf{G}_{ij}^2 \cdot L_j \quad (4.39)$$

Pro korelační koeficient r_{ij} , při odhadnutí vztahu mezi \mathbf{z}_j a \mathbf{x}_i , platí rovnice (4.40). Dle statistiky je centrovaná délka vektoru přímo úměrná velikosti směrodatné odchylky. Podle maticového určení je projekční matice ve tvaru $\mathbf{P} = \mathbf{G} \cdot \mathbf{L}$ a korelační matice má tvar $\mathbf{R} = \mathbf{S}^{-1} \cdot \mathbf{G} \cdot \mathbf{L}$ [41].

$$r_{ij} = \frac{\mathbf{x}_i^T \cdot \mathbf{z}_j}{\|\mathbf{x}_i\| \cdot \|\mathbf{z}_j\|} = \frac{\mathbf{G}_{ij} \cdot L_j}{\|\mathbf{x}_i\|} \quad (4.40)$$

Někdy se na rekonstrukci matice \mathbf{X} použije určitý menší počet hlavních komponent $k < p$ viz rovnice (4.41) a pro stanovení matice \mathbf{Z} se také běžně používá určitý menší počet hlavních komponent, což je patrné v rovnici (4.42), kde chybový člen \mathbf{e} je v souladu s nepoužitými hlavními komponentami dle rovnice (4.43) a délka vektoru \mathbf{e}_1 je maximálně L_{k+1} [41].

$$\sum_{j=1}^k \mathbf{G}_{ij}^2 \leq 1; \sum_{j=1}^k \frac{\mathbf{p}_{ij}^2}{L_j^2} \leq 1 \quad (4.41)$$

$$\mathbf{x}_i = \sum_{j=1}^k \mathbf{G}_{ij} \cdot \mathbf{z}_j + \mathbf{e}_i \quad (4.42)$$

$$\mathbf{e}_i = \sum_{j=k+1}^p \mathbf{G}_{ij} \cdot \mathbf{z}_j \quad (4.43)$$

Statisticky lze metodu PCA brát jako vícerozměrnou metodu, která je založena na rozkladu kovarianční matice Σ dle rovnice (4.44) [41].

$$\Sigma = \mathbf{G} \cdot \mathbf{L}^2 \cdot \mathbf{G}^T \quad (4.44)$$

Metoda PCA slouží i k redukci problému a pro analýzu se používají většinou dvě až tři komponenty a následně se graficky zobrazí v prostoru, což poskytuje lehké odhalení struktur, jako jsou například skupiny bodů. K odhadu struktur lze použít odlišné dvojice, či trojice hlavních komponent a metodu PCA brát jako projekci 2-D, či 3-D dat. Většinou se tvoří graf sloupců matice \mathbf{Z} , který je ovšem ovlivněn transformací dat. Existuje několik omezení stanoveného postupu [41]:

- Některé komponenty ukazující malou část variability dat jsou pro analýzu vícerozměrných dat důležité.
- Jde těžko posoudit, která část variability dat je nedůležitá.
- Během spojení s regresními modely není důležitá variabilita objasňujících proměnných s variabilitou vysvětlenou regresním modelem.

Postup metody PCA pro analýzu dat:

- Transformování dat.
- Rozložení kovarianční, či korelační matice.
- Stanovení počtu relevantních hlavních komponent.
- Grafické znázornění vícerozměrných dat.

Stanovení počtu relevantních hlavních komponent je někdy obtížné. Pro mé účely zpracování vstupního aEKG signálu budu používat dvě komponenty pro oddělení mEKG a fEKG. Grafické znázornění se provádí pro určenou dvojici hlavních komponent a obvykle se doplňuje o vektory projekcí jako řádků matice $\mathbf{P} = \mathbf{G} \cdot \mathbf{L}$, čímž vznikne kombinovaný graf [41].

Z rovnice (4.33) lze vidět, že základem PCA metody je spektrální rozklad kovarianční matice na vlastní čísla a vektory. Využívá se přímo rovnice SVD metody, viz rovnice (3.4). Většinou se provede zkrácená SVD metoda, jejíž proměnné \mathbf{U} a \mathbf{S} mají pozměněné rozměry, a PCA metoda je počítána podle rovnice (4.45). V předzpracování PCA metody se použije stejně jako u metody ICA centrování a popřípadě bělení, viz Kap. 4.1.4 [41].

$$\mathbf{Z} = \mathbf{U} \cdot \mathbf{S} \quad (4.45)$$

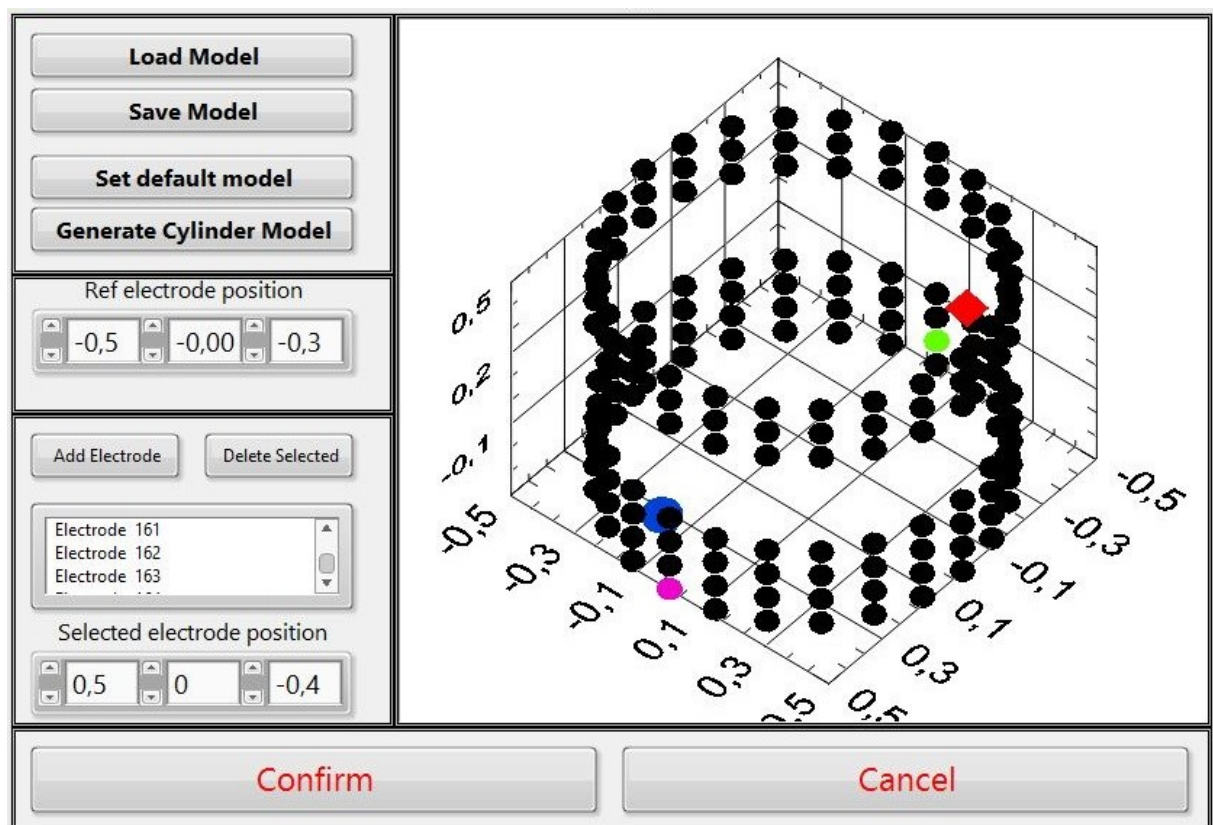
4.3 Data pro realizaci programu

4.3.1 Syntetická data

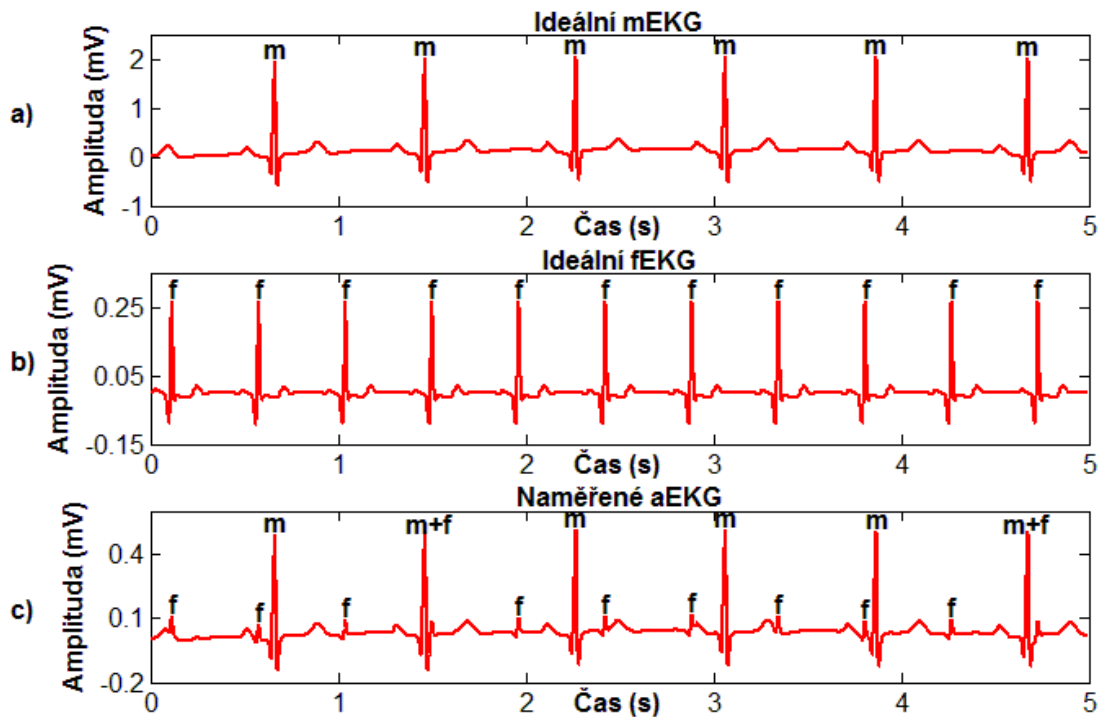
Data pro realizaci programu jsou získána pomocí generátoru popsaného ve studii od Martinka a kol. z roku 2016 [42] a ve studii o Martinka a kol. z roku 2015 [43]. Jedná se o vícekanálový generátor, viz Obr. 9 a Obr. 10, umožňující vytvářet syntetické signály, které jsou téměř identické reálným naměřeným signálům. Největší výhodou tohoto generátoru je, že poskytuje referenční fEKG a mEKG pro zvolenou elektrodu (břišní nebo hrudní). Referenční fEKG slouží ke kontrole správnosti a kvality provedené metody (objektivní metody hodnocení). Na Obr. 11 a) je signál vygenerovaného ideálního mEKG z elektrody číslo 2, viz Obr. 16. Na Obr. 11 b) lze poté vidět signál vygenerovaného ideálního fEKG z elektrody číslo 2. Na Obr. 11 c) je signál aEKG z elektrody číslo 2. U tohoto generátoru lze nastavit fHR, mHR, rušení, staří plodu, či simulování hypoxického stavu během 20. až 42. týdne těhotenství. Další výhodou tohoto generátoru je možnost vygenerovat signály nastavených vlastností pro šest svodů, z nichž čtyři jsou břišní a dva torakální [42, 43].



Obr. 9: Čelní panel generátoru.



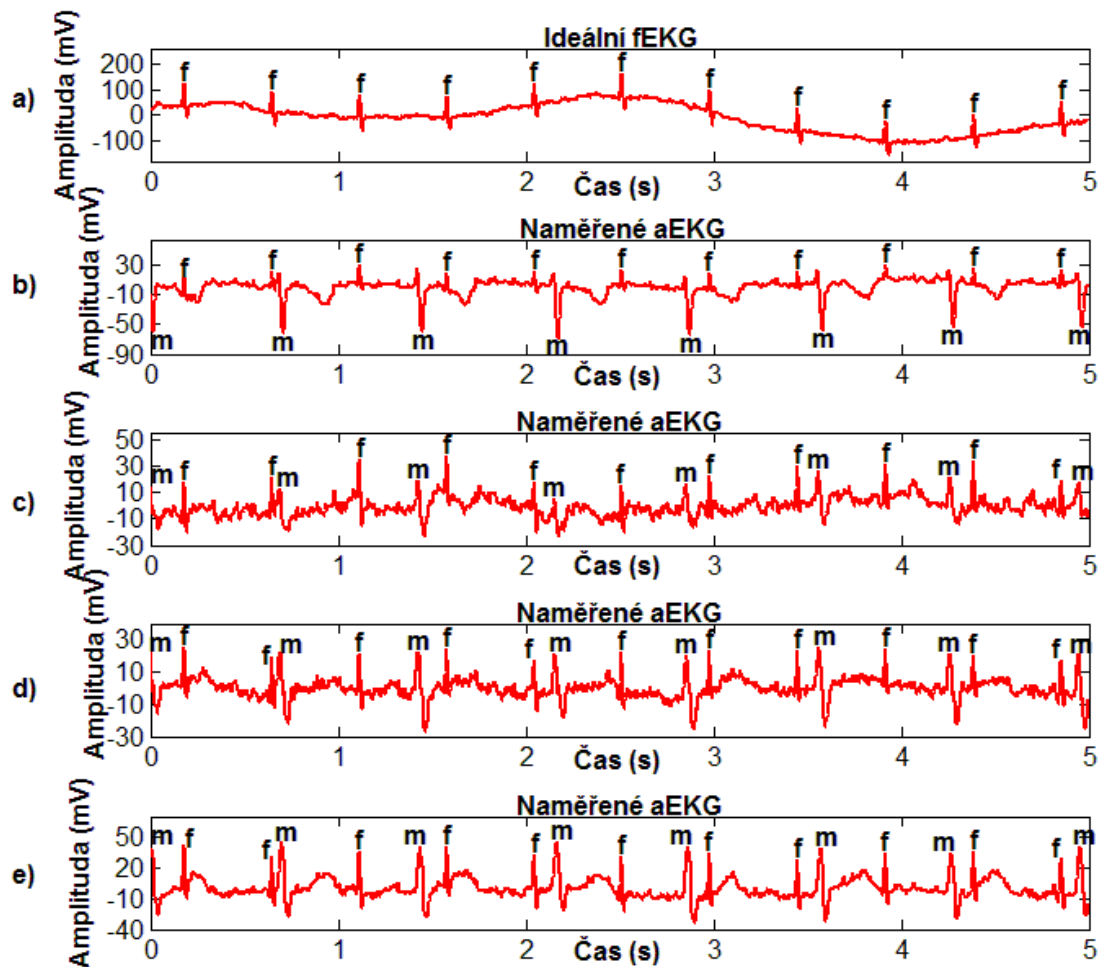
Obr. 10: Nastavení elektrod generátoru.



Obr. 11: Vstupní syntetická data z elektrody číslo 2, a) ideální forma mEKG, b) ideální forma fEKG, a c) vstupní aEKG.

4.3.2 Reálná data

Pro práci s reálnými daty je použita databáze adfegdb, která obsahuje vícekanálové fEKG zaznamenané od pěti různých žen v 38. až 41. týdnu těhotenství. Každý záznam jedné ženy obsahuje čtyři rozdílné signály naměřené v břišní oblasti, viz Obr. 12 b) až e), a jeden referenční signál fEKG naměřený přímo na hlavičce plodu skalp elektrodou, viz Obr. 12 a). Elektrody Ag-AgCl položené v břišní oblasti byly speciálně obroušeny, aby se snížila impedance kůže, a byl použit aditivní materiál pro zlepšení vodivosti. Transvaginální záznam může sloužit jako reference pro stanovené fHR pomocí navržených neadaptivních metod. Data z databáze adfegdb jsou unikátní, protože jsou v nich kontinuálně naměřené nahrávky z transvaginální elektrody a abdominálních elektrod. Záznamy jsou uloženy ve formátu edf, nesou název r01, r04, r07, r08 a r10, a byly pořízeny v porodnickém oddělení systémem komparel pro sběr a analýzu fEKG. Tyto nahrávky poskytují vynikající materiál pro testování a hodnocení extrakce fEKG. Šířka pásma těchto záznamů je 1 až 150 Hz se vzorkovací frekvencí 1 kHz a rozlišením 16 bitů. Ze záznamů bylo navíc odstraněno síťové rušení na frekvenci 50 Hz [25, 44].



Obr. 12: Vstupní reálná data ze záznamu r01, a) fEKG naměřené skalp elektrodou, b) naměřené aEKG z první elektrody, c) naměřené aEKG z druhé elektrody, d) naměřené aEKG z třetí elektrody, a e) naměřené aEKG ze čtvrté elektrody.

4.4 Předzpracování

V této práci je na základě literatury zájmové pásmo fEKG v rozsahu 3 až 150 Hz a signál má vzorkovací frekvenci 1 kHz. Před prací s reálnými daty je potřeba nejdříve ze signálu odfiltrout rušení. Při neinvazivním měření fEKG dochází k vzniku mnoha artefaktů, jako jsou bioelektrické potenciály vzniklé srdeční činností matky, srdeční činností plodu, pohyby plodu v těle matky, generované potenciály dýcháním a břišní aktivitou, svalové rušení, rušení síťovým vedením, šumem na pozadí, tepelný šum a také šum vznikající kontaktem elektrody s kůží. Rozlišujeme dvě formy rušení na základě šířky frekvenčního pásma, které jsou nutná k odstranění [8, 45].

Úzkopásmové rušení:

- Síťový brum – jde o rušení z elektrické sítě o frekvenci 50 Hz, které má harmonický charakter a k jeho odstranění se používá notch filtr.
- Kolísání izoelektrické linie – jedná se o rušení vyvolané dýcháním klienta o frekvenci 0,8 Hz a o rušení vzniklé pohyby klienta, protože elektricky vodivý gel je tvořen ionty a ty se při pohybech mísí v elektrolytu.

Širokopásmové rušení:

- Myopotenciály – rušení vzniklé kontrakcí svalů při pohybech klienta, dominantní frekvence je v rozsahu 10 až 500 Hz [45].

Notch filtr je filtr typu úzkopásmové zádrže, který má velmi strmou amplitudovou frekvenční charakteristiku mezi propustným a závěrným směrem. Tento filtr má na jednotkové kružnici rovnoměrně rozložené nulové body a jedná se prakticky o IIR filtr. V blízkosti nulových bodů jsou póly. Výhodou notch filtru je opakující se amplitudová frekvenční charakteristika i pro násobky síťového kmitočtu [45].

4.5 Hodnotící parametry

Hodnocení vyfiltrovaného fEKG pomocí naprogramovaných metod se provádí buď subjektivně, nebo objektivně. Subjektivně lze z grafu sledovat tvar fEKG a hodnotit zda se podobá ideální formě fEKG. Pro tuto práci je relevantnější použít hodnotící parametry jako je stanovení tepové frekvence (HR) na základě počtu bpm a SNR.

4.5.1 Tepová frekvence (HR)

Určení tepové frekvence je velice důležité pro tuto práci. Aby byla detekce srdeční revoluce přesnější, není použit algoritmus založený na stanovení srdečního tepu pomocí pevně nastavené hladiny amplitudy. V této práci se počet srdečních úderů v záznamu určí detekováním R kmitu pomocí funkce rDetector. Jedná se o úplnou implementaci Pan-Tompkinsonova filtru. Tento detektor je založen na použití filtru typu pásmová propust s mezními kmitočty filtru zvolenými od 5 do 15 Hz, aby se odstranilo kolísání izoliny a svalový šum. Filtrovací signál je čtvercový a odvozen pomocí derivačního filtru k zvýraznění QRS komplexu. Následně se získaný signál zprůměruje pohyblivým oknem s délkou 150 ms, aby se odstranil šum. V závislosti na vzorkovací frekvenci se nastavení filtru detektoru mění tak, aby odpovídalo co nejvíce charakteru vstupního signálu. V porovnání s ostatními implementacemi je v tomto detektoru plně implementováno Pan-Tompkinsonovo rozhodovací pravidlo, zda se při detekci jedná o QRS komplex, nebo o T vlnu s vysokou amplitudou, či dokonce šum. Tato rozhodovací funkce je prováděna na základě adaptivní prahové operace a dalších pravidel. Jedním z nich je orientační značka, která u záznamu nejdříve vytvoří sadu vážených vzorků v místě maxim, aby se lokalizoval QRS komplex do jednoho okamžiku. Dále se provádí prahování, kdy při analýze amplitud využívá algoritmus dvou prahovacích hodnot pro signál a pro šum, které se přizpůsobují měnící se kvalitě EKG signálu a určují, zda se jedná o QRS komplex. Další část algoritmu provádí vyhledávání chybějících QRS komplexů, kdy pokud na základě prahování byl určen vrchol za šum, ale dlouho nepříjde vrchol QRS komplexu, algoritmus předpokládá, že byl nějaký QRS komplex vynechán a provede hledání. Minimální doba pro spuštění vyhledávání chybějícího QRS komplexu je 1,66 krát délka posledního stanoveného R-R intervalu, což má fyziologický původ [46]. Chybějící QRS komplex je předpokládán

v místě nejvyššího vrcholu v intervalu mezi prahovací hodnotou pro signál a pro šum. V tomto intervalu se uloží dva průměrné R-R intervaly. První je vypočten jako průměr posledních osmi poloh QRS komplexů, pro přizpůsobení srdeční činnosti, a druhý se vypočítá jako průměr detekovaných R-R intervalů. Prahová hodnota je poté snížena pro zlepšení detekce, když není HR pravidelná. V dalším rozhodování je provedeno naopak odstranění nadbytečné detekce QRS komplexu na základě refrakterní doby, během které nedochází k depolarizaci ventrikulárního systému, proto není možné, aby přišel další QRS komplex dříve než za 200 ms [46]. Dále dochází k rozhodnutí, zda se po 200 ms refrakterní době, ale menší době než 360 ms od předchozího určení QRS komplexu, jedná o další QRS komplex, nebo o abnormálně vysokou amplitudu T vlny. Rozhodnutí je založeno na středním sklonu křivky v dané pozici, kdy pokud je sklon menší než polovina sklonu posledního QRS komplexu je určen vrchol za T vlnu na základě pomalu měnícího se charakteru této vlny. V opačném případě je rozhodnuto, že se jedná o další QRS komplex. Dále algoritmus také kontroluje, zda určený vrchol, který byl detekován za dobu menší než 360 ms od posledního QRS komplexu, má zpoždění od posledního QRS komplexu větší než je průměrná hodnota všech R-R intervalů. Pokud to neplatí, tak je vrchol označen jako šum. V poslední fázi algoritmu tohoto detektoru je analyzován výstup R kmitů detekovaných ve vyhlazeném signálu a dvakrát je provedena kontrola pomocí výstupu pásmového signálu pro zlepšení detekce [46, 47].

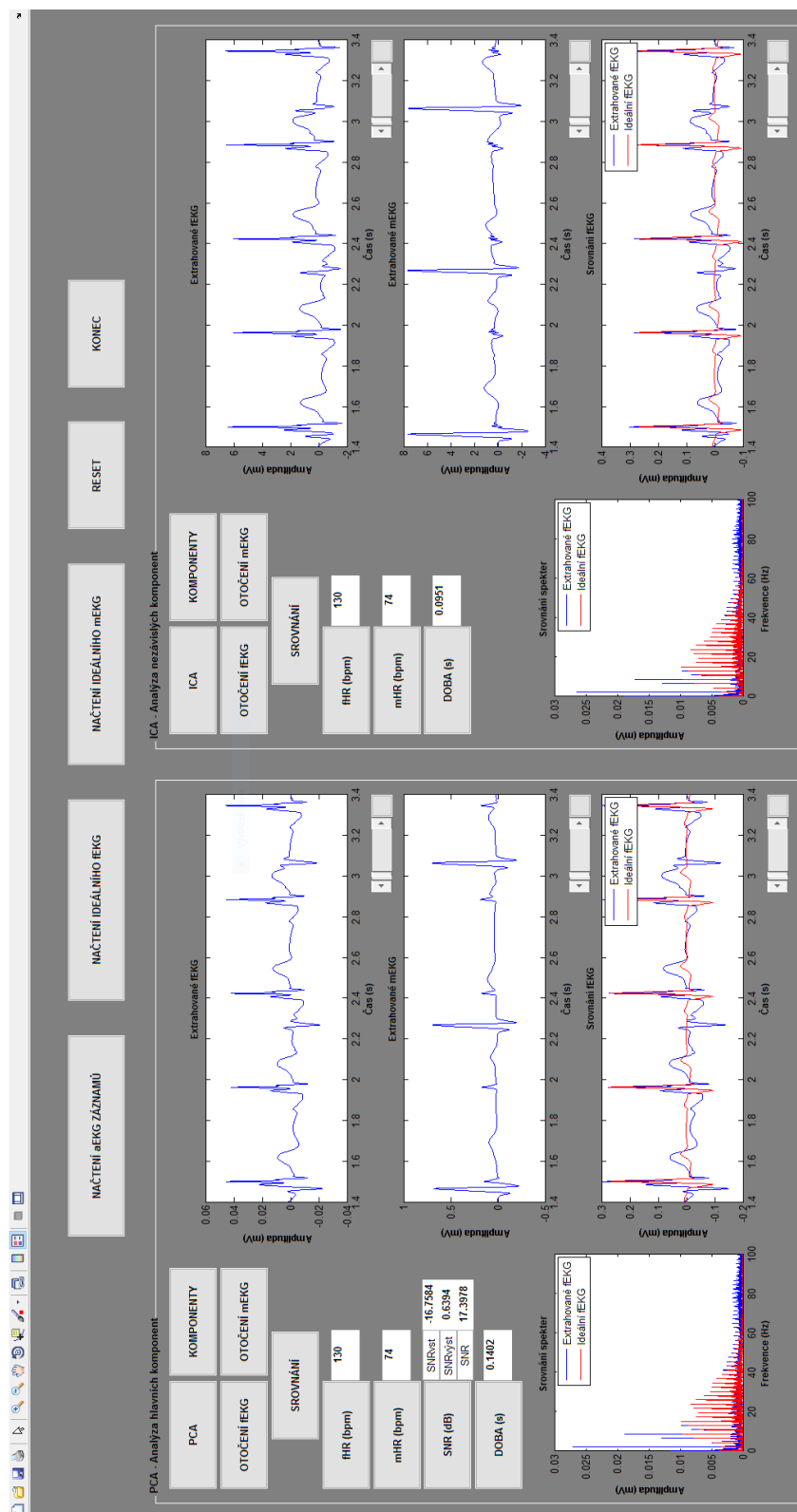
4.5.2 Odstup signálu od šumu (SNR)

Odstup signálu od šumu slouží k definování poměru mezi požadovaným signálem (užitečným) a nežádoucím signálem (šumem). Jednotkou SNR jsou decibely (dB). Výsledné SNR se vypočítá odečtením vstupního SNR (SNR_{vst}) od SNR výstupního ($SNR_{výst}$). Pokud známe SNR_{vst} a $SNR_{výst}$, můžeme vypočítat SNR a sledovat zlepšení po filtraci pomocí dané neadaptivní metody. Rovnice (4.46) vyjadřuje výpočet SNR_{vst} a rovnice (4.47) výpočet $SNR_{výst}$, kde $fEKG_{ideal}$ je vygenerované fEKG pomocí generátoru, nebo přímo naměřené fEKG při analýze reálných dat, $aEKG_{vst}$ je vstupní aEKG obsahující mateřskou i plodovou složku a $fEKG_{extrakt}$ je extrahované fEKG pomocí příslušné neadaptivní metody. Při výpočtu je třeba brát zřetel, že $aEKG_{vst}$ obsahuje kromě mEKG také fEKG, proto je potřeba ve jmenovateli v rovnici odečíst od sebe $aEKG_{vst}$ a $fEKG_{ideal}$. Obdobně je třeba odečíst ve jmenovateli v rovnici od sebe $fEKG_{extrakt}$ a $fEKG_{ideal}$ [13].

$$SNR_{vst} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (fEKG_{ideal})^2}{\sum_{n=1}^{N-1} (aEKG_{vst} - fEKG_{ideal})^2} \quad (4.46)$$

$$SNR_{výst} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (fEKG_{ideal})^2}{\sum_{n=1}^{N-1} (fEKG_{extrakt} - fEKG_{ideal})^2} \quad (4.47)$$

5 Realizace grafického uživatelského rozhraní



Obr. 13: Vytvořené grafické uživatelské rozhraní.

První oddíl experimentální části této práce je zaměřen na vytvoření grafického uživatelského rozhraní (GUI) a jeho funkcí je vizuální náhled na extrahované fEKG a mEKG pomocí metody ICA a PCA při použití na syntetických datech. Hlavní funkcí programu je vizuálně a numericky porovnávat extrahovaného fEKG s ideálním fEKG. Program má název *nonadaptive_methods* a slouží ke grafickému zobrazení obou extrahovaných komponent, srovnání extrahovaných fEKG s ideálním fEKG v časové oblasti a po Fourierově transformaci také srovnání amplitudových spekter ve frekvenční oblasti. Další funkcí programu je výpočet fHR, mHR a doby provedení algoritmu pro obě metody. Pro metodu PCA navíc program vypočítá hodnotu SNR. Na Obr. 13 je zobrazen celkový náhled na vytvořený program. V této kapitole budou podrobně popsány funkce jednotlivých částí vytvořeného GUI.

5.1 Načtení dat programu

První blok tlačítek programu, viz Obr. 14, slouží primárně k načtení jednotlivých záznamů. Tlačítko *NAČTENÍ aEKG ZÁZNAMŮ* slouží k načtení vstupních břišních záznamů. Nutno je vybrat minimálně dva záznamy. Další tlačítko *NAČTENÍ IDEÁLNÍHO fEKG* slouží k výběru ideálního fEKG pro srovnání extrahovaného a ideálního fEKG v časové a frekvenční oblasti. Tlačítko *NAČTENÍ IDEÁLNÍHO mEKG* načte ideální mEKG a používá se pouze pro PCA metodu pro výpočet SNR. Tlačítko *RESET* vymaže všechny hodnoty hodnotících parametrů, smaže grafy a vyčistí command window spolu s workspace pro nové načtení záznamů. Tlačítko *KONEC* slouží pouze k uzavření programu.

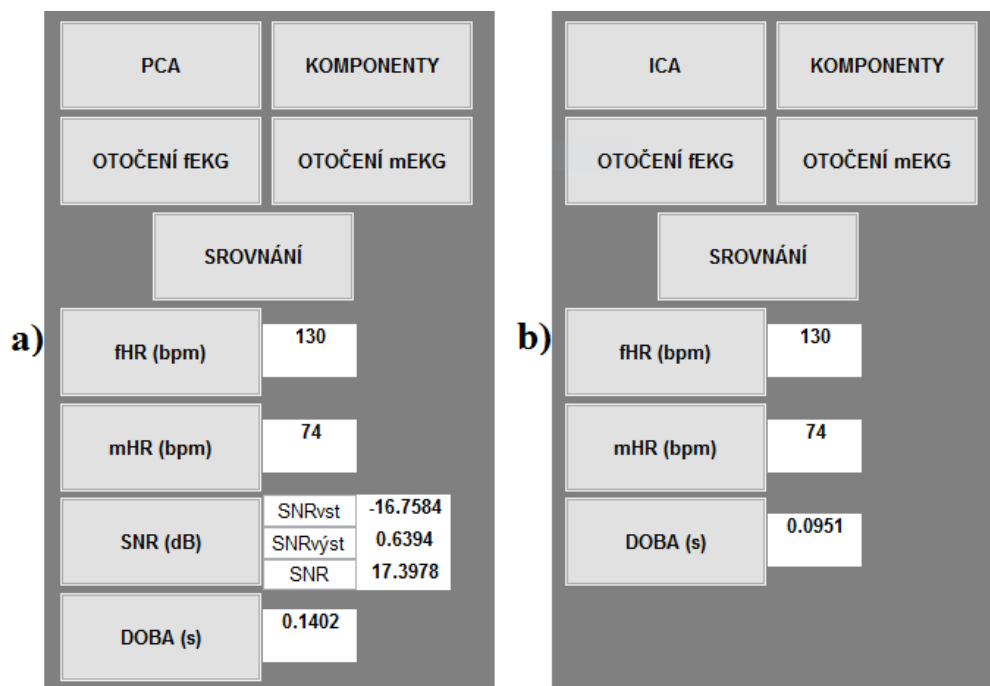


Obr. 14: Blok tlačítek pro načtení jednotlivých záznamů, restartování a ukončení programu.

5.2 Provedení ICA a PCA metody

Následující blok tlačítek slouží pro ovládání metody PCA a ICA, viz Obr. 15. Tlačítka obou metod mají stejnou funkci, ale PCA metoda má navíc tlačítko pro stanovení SNR. Tlačítka *PCA* a *ICA* slouží k provedení algoritmů a vykreslí grafy extrahovaných fEKG a mEKG. Před použitím těchto tlačítek je nutné mít načtené záznamy, jinak program vypíše varování, že musí být nejprve načteny záznamy. Další tlačítko *KOMPONENTY* použije uživatel v případě, že dojde ke změně pořadí komponent, což znamená, že v grafu extrahované fEKG bude zjevné, že je extrahované mEKG místo fEKG. Tento problém nastává převážně u metody ICA. Tlačítka *OTOČENÍ fEKG* a *OTOČENÍ mEKG* slouží k otočení extrahovaných fEKG a mEKG. U těchto metod dochází běžně, že QRS komplexy některé z komponent směřují dolů, proto si je uživatel před další prací správně otočí. Tlačítka *fHR* a *mHR* vypočtou HR plodu a matky z extrahovaných komponent. Další tlačítko *SNR* je pouze pro PCA metodu a při stisknutí vypočte SNR_{vst} , $SNR_{výst}$ a celkové SNR. Posledním tlačítkem oddílu pro ovládání metody PCA a ICA je tlačítko *DOBA*, které slouží ke stanovení délky provedení příslušných algoritmů.

Pod jednotlivými grafy, viz Obr. 13, jsou přidány *slidery*, které posunují grafem, pod kterým se nachází. Napravo vedle každého *slideru* se nachází malé tlačítko bez znaku, které slouží k zpětnému oddálení daného grafu.

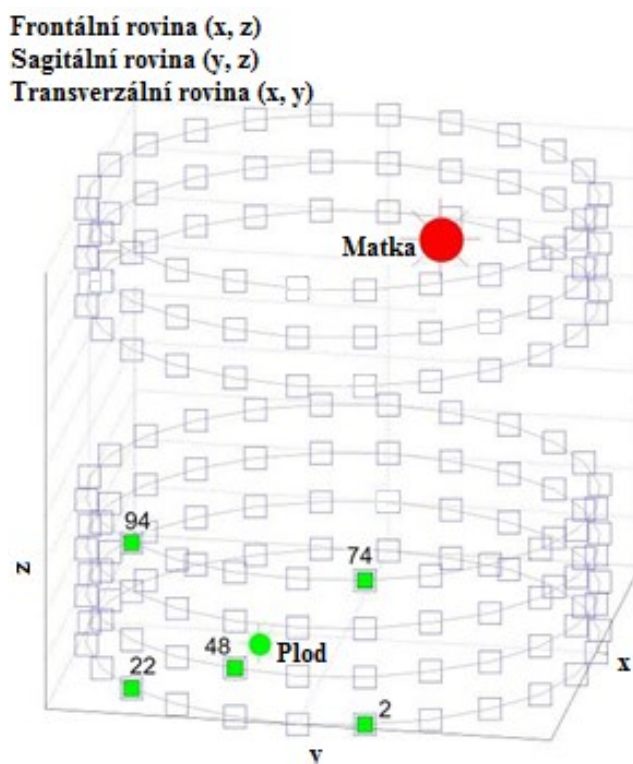


Obr. 15: Blok tlačítek pro ovládání výpočtu a hodnocení metody PCA a ICA, a) blok tlačítek ovládajících metodu PCA, a b) blok tlačítek ovládajících metodu ICA.

6 Hodnocení metod na syntetických datech

Tato část práce je zaměřena na hodnocení metody ICA a PCA na syntetických datech získaných pomocí generátoru, viz Kap. 4.3.1. Hodnocení je primárně zaměřeno na stanovení HR. Další hodnocení pomocí SNR je stanoveno pouze pro PCA metodu, protože ICA metoda mění velikost amplitudy extrahovaných komponent a jejich pořadí (viz Obr. 22 a Obr. 23).

Syntetická data z generátoru byla uložena pro pět zvolených elektrod, viz Obr. 16, které mají ideální polohu po hodnocení. Pomocí generátoru bylo nastaveno fHR na 130 bpm, mHR na 75 BMP, délka záznamu na 30 sekund a vzorkovací frekvence na hodnotu 1 kHz. Neadaptivní metody vyžadují použití minimálně dvou elektrod. Ze zvolených elektrod číslo 2, 22, 48, 74 a 94 byly vytvořeny všechny možné kombinace. Při použití dvou elektrod vzniklo deset kombinací, při použití tří elektrod deset kombinací, při použití čtyř elektrod pět kombinací a při použití všech elektrod jedna kombinace. Dohromady vzniklo 26 kombinací, pomocí kterých je prováděno hodnocení na syntetických datech, viz levý sloupec Tab. 2.



Obr. 16: Zvolené břišní elektrody z generátoru.

6.1 Stanovení tepové frekvence

Jak bylo zmíněno, tato práce je primárně zaměřena na stanovení fHR. V Tab. 1 jsou hodnoty vstupních signálů elektrod na dané úrovni kvality vstupních signálů, které jsou značeny římskými číslicemi od I do X. V Tab. 2, Tab. 3, Tab. 4 a Tab. 5 jsou zobrazeny hodnoty stanovení fHR a mHR z extrahovaných komponent fEKG a mEKG pomocí obou neadaptivních metod pro rozdílné úrovně kvality vstupních signálů.

Tab. 1: Tabulka SNR_{vst} pro rozdílné úrovně kvality vstupních signálů.

Elektroda	SNR_{vst} (dB)									
	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
2	4,1	-3,1	-6,9	-13,2	-16,8	-21,4	-30,0	-32,6	-37,8	-41,5
22	6,8	-0,2	-4,0	-10,2	-14,0	-18,6	-26,2	-29,9	-35,0	-38,7
48	10,1	2,6	-1,1	-7,2	-10,7	-15,2	-22,9	-26,9	-31,4	-35,6
74	0,7	-6,7	-10,4	-16,7	-20,1	-24,6	-32,2	-36,0	-41,0	-44,9
94	-0,2	-7,0	-11,0	-17,1	-20,9	-25,7	-33,1	-36,7	-42,1	-45,6

6.1.1 Stanovení fHR a mHR pomocí metody ICA

Výsledky stanovení fHR z extrahovaných fEKG pomocí ICA metody jsou v Tab. 2. Lze vidět, že metoda ICA je velice dobrá v detekci fHR ve většině případů na úrovni kvality vstupních signálů v rozmezí od I do VI. Na úrovni kvality vstupních signálů VII přestává být metoda ICA účinná. V posledních třech úrovních kvality vstupních signálů se stanovují v extrahovaném fEKG hodnoty mHR místo fHR.

Výsledky stanovení mHR z extrahovaných mEKG pomocí ICA metody, viz Tab. 3, ukazují, že metoda je velice přesná na všech úrovních kvality vstupních signálů kromě první úrovně kvality vstupních signálů.

Výsledky stanovení fHR a mHR z extrahovaných komponent pomocí ICA metody jsou zobrazeny v Obr. 17. Lze vidět, že použitý rDetector detekoval ve většině kombinací fHR stejně jako má ideální fEKG. V Obr. 17 a) lze vidět detekci fHR z extrahovaných fEKG. Modré růžové a černé kruhy reprezentující úrovně kvality vstupních signálů VIII až X mají rozdílné fHR než ideální fEKG. Druhý Obr. 17 b) ukazuje detekci mHR z extrahovaných mEKG. Čáry v obou částech obrázku reprezentují nastavené hodnoty HR, které byly 130 bpm pro fEKG a 75 bpm pro mEKG.

6.1.2 Stanovení fHR a mHR pomocí metody PCA

V Tab. 4 jsou zobrazeny výsledky stanovení fHR z extrahovaných fEKG pomocí PCA metody. V této tabulce lze sledovat, že PCA metoda je velice dobrá v detekci fHR ve většině případů na úrovni kvality vstupních signálů v rozmezí I do VI. Na úrovni kvality vstupních signálů VII metoda PCA stejně jako metoda ICA přestává být příliš přesná. U posledních tří úrovní kvality vstupních signálů jsou stanoveny v extrahovaném fEKG hodnoty mHR místo fHR.

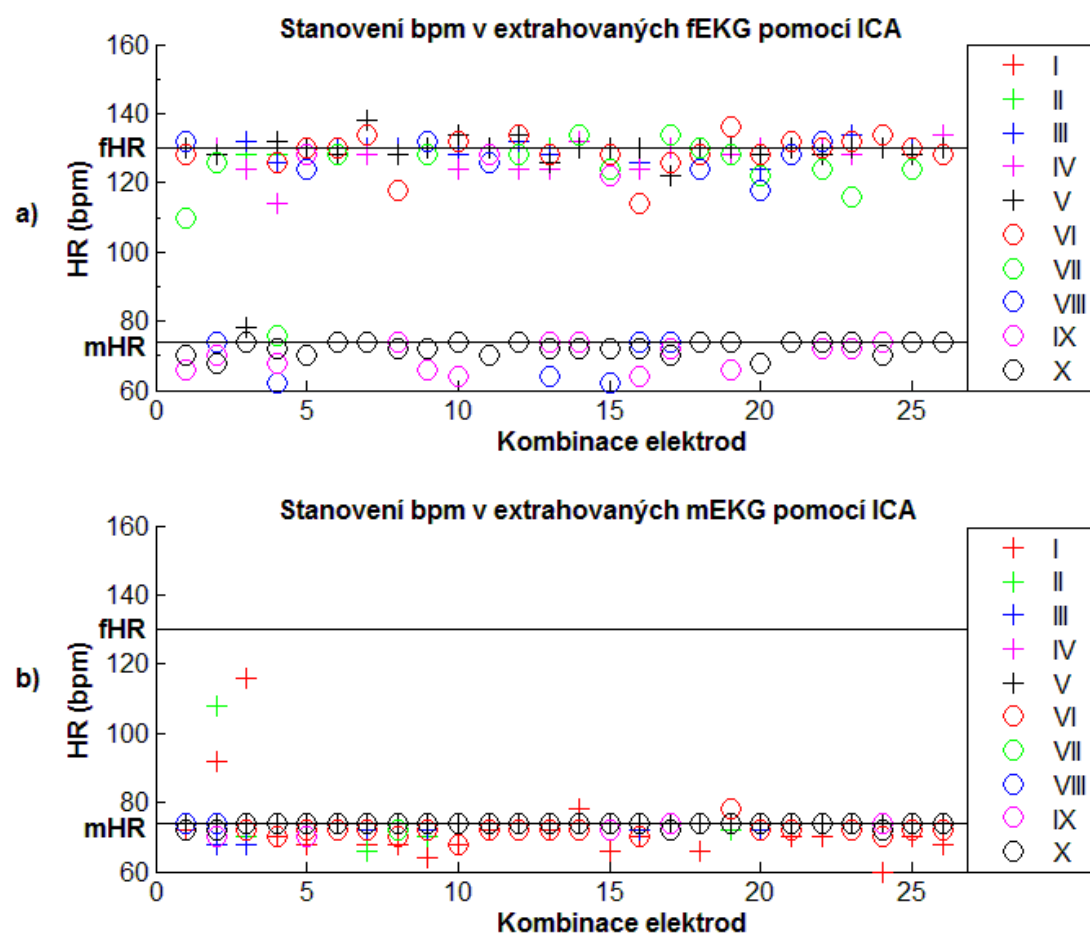
Další Tab. 5 ukazuje výsledky stanovení mHR z extrahovaných mEKG pomocí PCA metody. Pro detekci mHR je metoda PCA velice přesná na všech úrovních kvality vstupních signálů kromě první úrovně kvality vstupních signálů.

Výsledky stanovení fHR a mHR z extrahovaných komponent pomocí PCA metody ukazuje následující Obr. 18. Opět lze sledovat, že použitý rDetector detekoval ve většině kombinací fHR stejně jako má ideální fEKG. Na Obr. 18 a) jsou zobrazeni detekce fHR z extrahovaných fEKG. Modré růžové

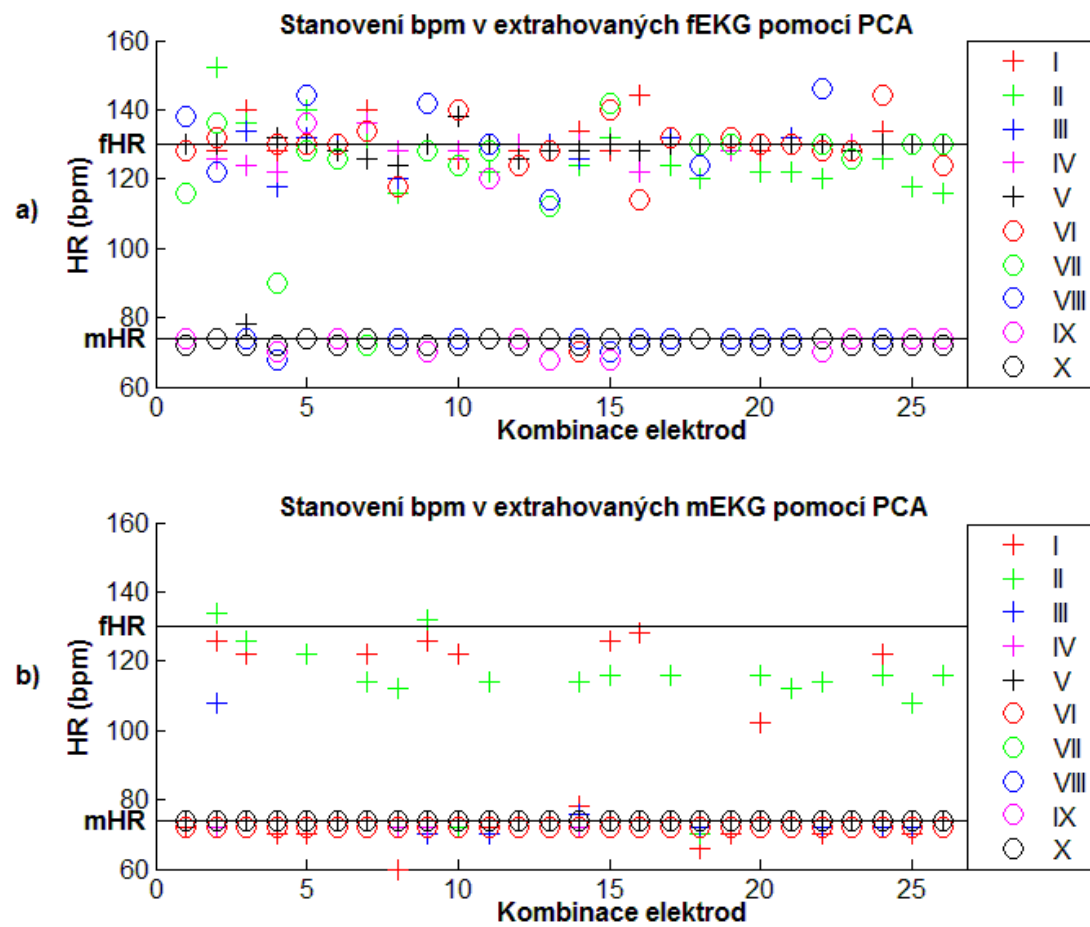
a černé kruhy reprezentující úroveň kvality vstupních signálů VIII až X mají rozdílné fHR než ideální fEKG. Další Obr. 18 b) ukazuje detekci mHR z extrahovaných mEKG. Čáry v obou částech obrázku reprezentují nastavené hodnoty HR, které byly 130 bpm pro fEKG a 75 bpm pro mEKG.

6.1.3 Shrnutí stanovení HR pomocí neadaptivních metod

Jak bylo předpokládáno, na základě nastudování problematiky, obě metody dosáhly velice velké přesnosti při detekci fHR z extrahované plodové komponenty a při detekci mHR z extrahované mateřské komponenty. Při stanovení mHR měly metody výborné výsledky hlavně proto, že amplituda mEKG je mnohokrát větší než fEKG a tudíž extrakce mEKG komponenty bylo pro metodu ICA a PCA snadnější. S extrakcí fEKG si metody poradily méně dobře a to hlavně pokud byla úroveň kvality vstupních signálů horší než VII, jak lze vidět z výsledků, ale celkově pracovaly metody velice uspokojivě. Obě metody přestávají správně pracovat, když je úroveň kvality vstupních signálů horší než VIII, což je přibližně hodnota SNR_{vst} -30 až -35 dB. Grafická zobrazení, viz Obr. 17 a Obr. 18, ukazují výsledky stanovení fHR a mHR pomocí obou metod a lze vidět, že metoda ICA pracuje o něco přesněji než metoda PCA při detekci HR. Tento závěr lze pozorovat na Obr. 17 a), kdy méně označených detekovaných bpm v extrahovaných fEKG bylo mimo hodnotu 130 bpm než je tomu na Obr. 18 a). Lépe lze vidět tento závěr na Obr. 17 b), kde pouze tři označené detekované bpm v extrahovaných mEKG byly mimo hodnotu 74 bpm v porovnání s počtem detekovaných bpm na Obr. 18 b), kde jich bylo více mimo tuto hodnotu.



Obr. 17: Zaznamenaná přesnost detekce fHR a mHR pomocí metody ICA, a) stanovení bpm v extrahovaných fEKG, a b) stanovení bpm v extrahovaných mEKG.



Obr. 18: Zaznamenaná přesnost detekce fHR a mHR pomocí metody PCA, a) stanovení bpm v extrahovaných fEKG, a b) stanovení bpm v extrahovaných mEKG.

Tab. 2: Tabulka detekovaných bpm z extrahovaného fEKG pomocí metody ICA.

Kombinace elektrod	Stanovení fHR pomocí metody ICA (bpm)									
	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
2, 22	130	130	130	130	130	128	110	132	66	70
2, 48	130	130	130	130	128	126	126	74	70	68
2, 74	130	128	132	124	78	74	74	74	74	74
2, 94	130	128	126	114	132	126	76	62	68	72
22, 48	130	130	130	130	130	130	128	124	128	70
22, 74	130	130	130	128	128	130	128	74	74	74
22, 94	130	130	130	128	138	134	74	74	74	74
48, 74	130	130	130	128	128	118	74	74	74	72
48, 94	130	130	130	130	130	128	128	132	66	72
74, 94	130	130	128	124	134	132	64	74	64	74
2, 22, 48	130	130	130	130	130	128	128	126	128	70
2, 22, 74	130	130	132	124	134	134	128	74	74	74
2, 22, 94	130	130	128	124	126	128	72	64	74	72
2, 48, 74	130	130	130	132	130	72	134	74	74	72
2, 48, 94	130	130	130	130	130	128	124	62	122	72
2, 74, 94	130	130	126	124	130	114	72	74	64	72
22, 48, 74	130	130	130	130	122	126	134	74	72	70
22, 48, 94	130	130	130	130	130	128	130	124	74	74
22, 74, 94	130	130	130	128	130	136	128	74	66	74
48, 74, 94	130	130	124	130	128	128	122	118	68	68
2, 22, 48, 74	130	130	130	130	130	132	74	128	74	74
2, 22, 48, 94	130	130	130	130	128	130	124	132	72	74
2, 22, 74, 94	130	130	134	128	130	132	116	74	72	74
2, 48, 74, 94	130	130	130	130	130	134	74	74	74	70
22, 48, 74, 94	130	130	130	128	128	130	124	74	74	74
2, 22, 48, 74, 94	130	130	130	134	130	128	74	74	74	74

Tab. 3: Tabulka detekovaných bpm z extrahovaného mEKG pomocí metody ICA.

Kombinace elektrod	Stanovení mHR pomocí metody ICA (bpm)									
	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
2, 22	72	74	74	74	74	72	74	74	72	72
2, 48	92	108	68	74	74	70	72	74	70	72
2, 74	116	70	68	74	74	72	74	74	74	74
2, 94	70	74	74	74	74	70	74	74	74	74
22, 48	68	74	74	74	74	72	74	74	70	74
22, 74	74	74	74	74	74	72	74	74	74	74
22, 94	68	66	72	74	74	72	74	74	74	74
48, 74	68	74	74	74	74	70	72	74	74	74
48, 94	64	70	72	74	74	72	74	74	74	74
74, 94	68	74	74	74	74	68	74	74	74	74
2, 22, 48	72	74	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 22, 74	74	74	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 22, 94	72	74	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 48, 74	78	74	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 48, 94	66	74	74	74	74	72	74	74	72	74
2, 74, 94	70	74	72	74	74	70	74	74	74	74
22, 48, 74	74	74	74	74	74	72	74	74	74	72
22, 48, 94	66	74	74	74	74	74	74	74	74	74
22, 74, 94	74	72	74	74	74	78	74	74	74	74
48, 74, 94	72	74	72	74	74	72	74	74	74	74
2, 22, 48, 74	70	74	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 22, 48, 94	70	74	74	74	74	74	74	74	74	74
2, 22, 74, 94	74	74	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 48, 74, 94	60	74	74	74	74	70	74	74	74	72
22, 48, 74, 94	70	74	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 22, 48, 74, 94	68	74	74	74	74	72	74	74	74	74

Tab. 4: Tabulka detekovaných bpm z extrahovaného fEKG pomocí metody PCA.

Kombinace elektrod	Stanovení fHR pomocí metody PCA (bpm)									
	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
2, 22	130	130	130	130	130	128	116	138	74	72
2, 48	128	152	130	126	130	132	136	122	74	74
2, 74	140	136	134	124	78	74	74	74	72	72
2, 94	128	118	118	122	132	130	90	68	70	72
22, 48	130	140	132	130	130	130	128	144	136	74
22, 74	130	130	130	128	128	130	126	74	74	72
22, 94	140	130	136	136	126	134	72	74	74	74
48, 74	128	116	120	128	124	118	72	74	72	72
48, 94	130	130	130	130	130	128	128	142	70	72
74, 94	126	128	128	128	138	140	124	74	72	72
2, 22, 48	130	122	130	130	130	128	128	130	120	74
2, 22, 74	128	126	130	130	126	124	74	74	74	72
2, 22, 94	130	128	130	128	128	128	112	114	68	74
2, 48, 74	134	124	126	130	128	70	74	74	72	72
2, 48, 94	128	132	130	130	130	140	142	70	68	74
2, 74, 94	144	128	122	122	128	114	74	74	72	72
22, 48, 74	130	124	132	130	130	132	74	74	72	72
22, 48, 94	130	120	130	130	130	130	130	124	74	74
22, 74, 94	130	130	130	128	130	132	130	74	72	72
48, 74, 94	128	122	130	130	130	130	74	74	72	72
2, 22, 48, 74	130	122	132	130	130	130	74	74	72	72
2, 22, 48, 94	130	120	130	130	130	128	130	146	70	74
2, 22, 74, 94	128	130	130	130	128	128	126	74	74	72
2, 48, 74, 94	134	126	130	130	130	144	74	74	72	72
22, 48, 74, 94	130	118	130	130	130	130	130	74	74	72
2, 22, 48, 74, 94	130	116	130	130	130	124	130	74	74	72

Tab. 5: Tabulka detekovaných bpm z extrahovaného mEKG pomocí metody PCA.

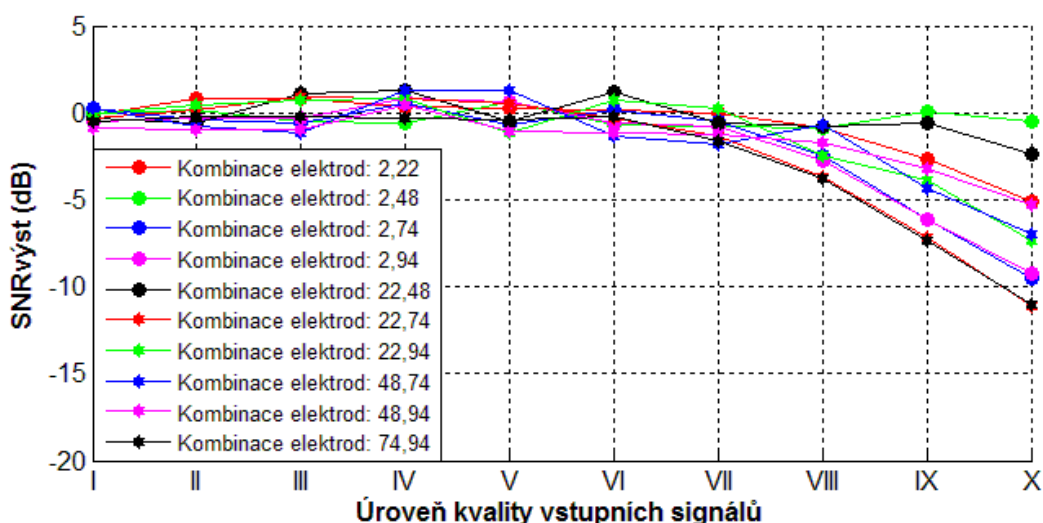
Kombinace elektrod	Stanovení mHR pomocí metody PCA (bpm)									
	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
2, 22	72	74	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 48	126	134	108	72	74	72	74	74	74	74
2, 74	122	126	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 94	70	74	74	74	74	72	74	74	74	74
22, 48	70	122	74	74	74	72	74	74	74	74
22, 74	74	74	74	74	74	72	74	74	74	74
22, 94	122	114	74	74	74	72	74	74	74	74
48, 74	60	112	72	72	74	72	74	74	74	74
48, 94	126	132	70	72	74	72	74	74	74	74
74, 94	122	72	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 22, 48	72	114	70	74	74	72	74	74	74	74
2, 22, 74	74	74	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 22, 94	74	74	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 48, 74	78	114	76	72	74	72	74	74	74	74
2, 48, 94	126	116	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 74, 94	128	74	74	74	74	72	74	74	74	74
22, 48, 74	74	116	74	74	74	72	74	74	74	74
22, 48, 94	66	70	72	74	74	72	74	74	74	74
22, 74, 94	70	74	74	74	74	72	74	74	74	74
48, 74, 94	102	116	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 22, 48, 74	74	112	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 22, 48, 94	70	114	72	74	74	72	74	74	74	74
2, 22, 74, 94	74	74	74	74	74	72	74	74	74	74
2, 48, 74, 94	122	116	72	74	74	72	74	74	74	74
22, 48, 74, 94	70	108	72	74	74	72	74	74	74	74
2, 22, 48, 74, 94	74	116	74	74	74	72	74	74	74	74

6.2 Stanovení odstupu signálu od šumu

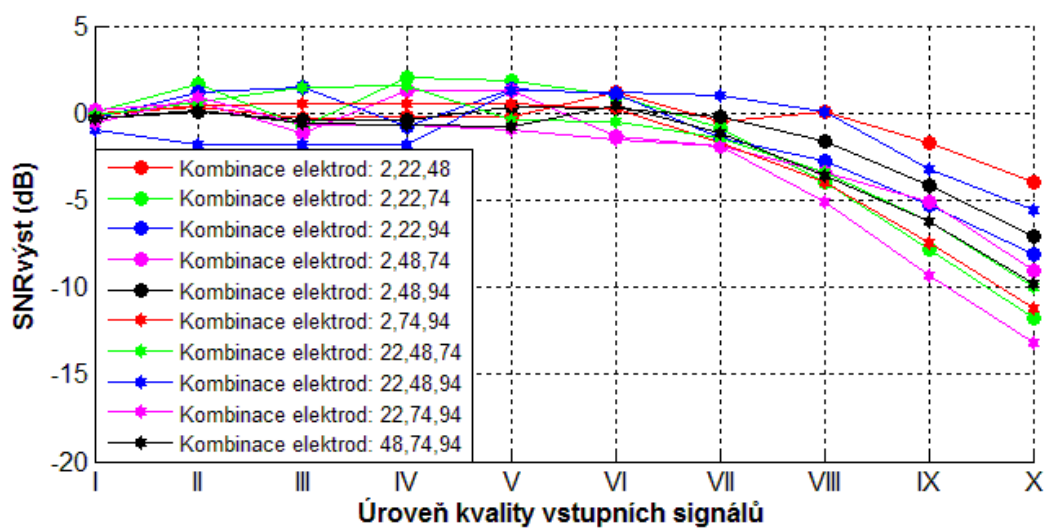
Druhé hodnocení pomocí SNR je zaměřeno pouze na PCA metodu, protože ICA metoda mění amplitudu a pořadí extrahovaných komponent, viz Obr. 22 a Obr. 23. Stejně jako pro hodnocení HR jsou i zde použity záznamy s různou úrovní kvality vstupních signálů, viz Tab. 1. V Tab. 6 jsou vypočteny průměrné hodnoty $SNR_{výst}$, které znázorňují, zda metoda na dané úrovni kvality vstupních signálů funguje. Poté Tab. 7 ukazuje průměrné hodnoty vypočtených SNR, což znázorňuje, o kolik se zlepšila hodnota SNR_{vst} po použití metody PCA.

Příloha B obsahuje tabulky vypočtených $SNR_{výst}$ a SNR před zprůměrováním. Zprůměrování bylo provedeno, protože pro každou jednu úroveň kvality vstupních signálů byla jedna tabulka. To znamená deset tabulek pro $SNR_{výst}$ a deset tabulek pro výsledné SNR. Pro příklad, kdy použijeme čtyři elektrody 2, 22, 48 a 74 se extrahuje jedno fEKG a pro výpočet jeho $SNR_{výst}$ podle rovnice (4.47) je nutné použít všechny ideální fEKG použité kombinace elektrod 2, 22, 48 a 74. Z toho nám vzniknou čtyři hodnoty a následně je vytvořen jejich průměr. Vypočtení výsledného SNR je provedeno odečtením $SNR_{výst}$ od SNR_{vst} , proto vznikl stejný počet tabulek jako u $SNR_{výst}$ a také byl vytvořen průměr.

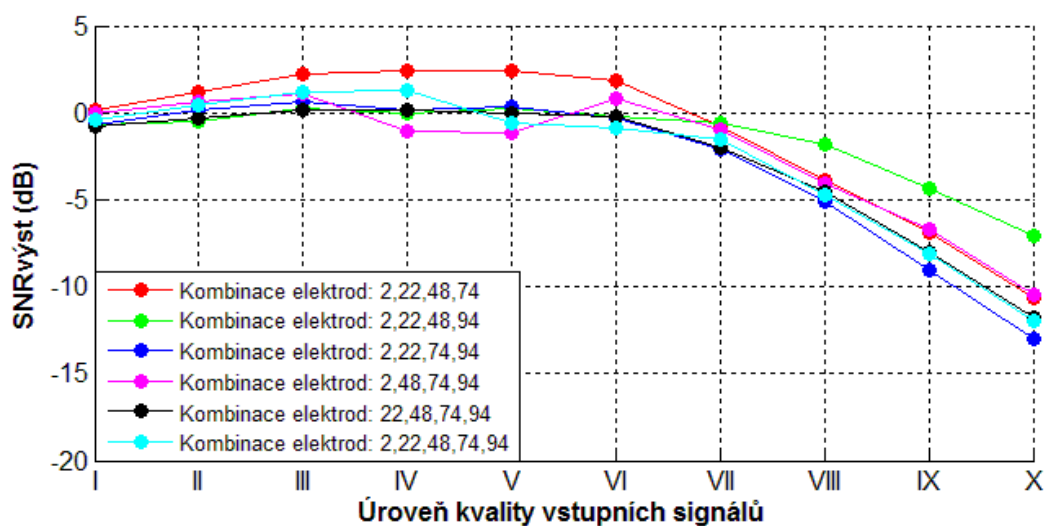
Na Obr. 19, Obr. 20 a Obr. 21 lze vidět výsledky $SNR_{výst}$ všech 26 kombinací pro všechny úrovně kvality vstupních signálů. První Obr. 19 zobrazuje všechny kombinace dvou elektrod. Další Obr. 20 zobrazuje všechny kombinace tří elektrod. A poté Obr. 21 zobrazuje všechny kombinace čtyř a pěti elektrod. Lze vidět, že většina kombinací přestává fungovat v rozmezí úrovně kvality vstupních signálů VI a VII. Takže stejně jako při stanovení fHR, hodnocení pomocí SNR ukazuje, že metoda PCA přestává fungovat, pokud je hodnota SNR_{vst} v rozsahu -30 až -35 dB. Metoda PCA zároveň zlepšuje SNR přibližně o 25 dB.



Obr. 19: Porovnání výsledků PCA metody pro rozdílné úrovně kvality vstupních signálů. Graf závislosti $SNR_{výst}$ na úrovni kvality vstupních signálů při použití kombinace dvou elektrod.



Obr. 20: Porovnání výsledků PCA metody pro rozdílné úrovně kvality vstupních signálů. Graf závislosti SNR_{výst} na úrovni kvality vstupních signálů při použití kombinace tří elektrod.



Obr. 21: Porovnání výsledků PCA metody pro rozdílné úrovně kvality vstupních signálů. Graf závislosti SNR_{výst} na úrovni kvality vstupních signálů při použití kombinace čtyř a pěti elektrod.

Tab. 6: Vypočtené průměrné hodnoty $SNR_{výst}$ pro rozdílné úrovně kvality vstupních signálů.

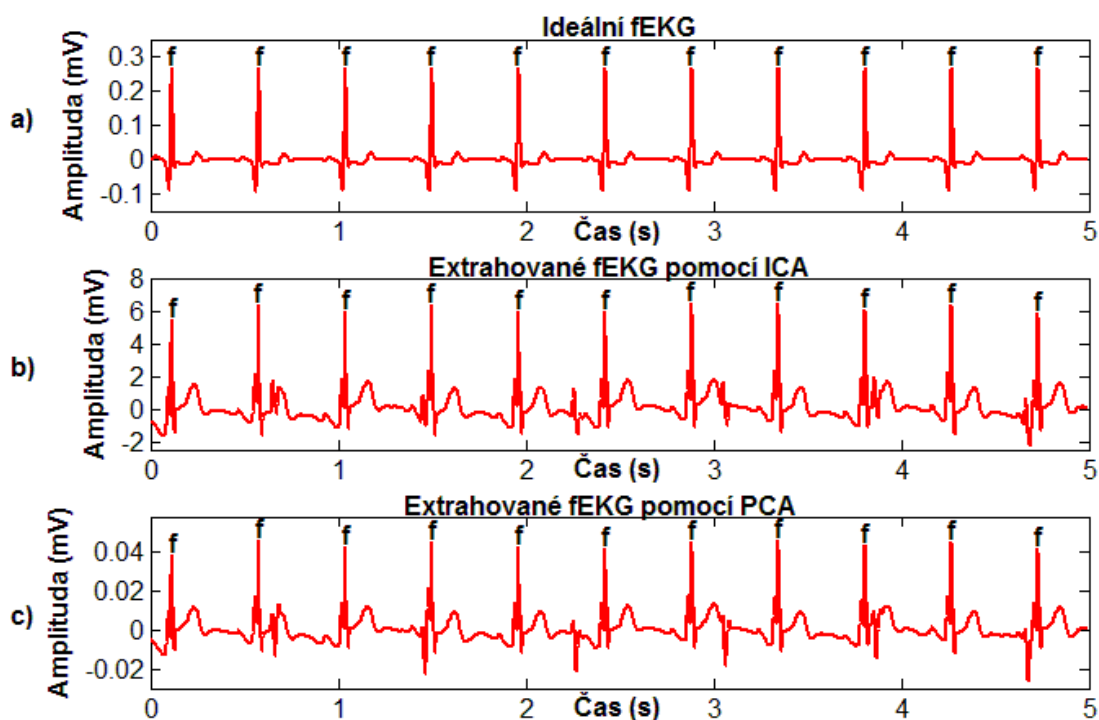
Kombinace elektrod	$SNR_{výst}$ (dB)									
	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
2, 22	-0,13	0,79	0,81	0,31	0,27	0,17	-0,07	-0,87	-2,63	-5,09
2, 48	-0,02	0,14	-0,53	-0,63	0,61	-0,73	-0,75	-0,88	0,10	-0,54
2, 74	0,21	-0,45	-0,55	0,53	-0,67	0,14	-0,50	-2,43	-6,12	-9,52
2, 94	-0,53	-0,29	-0,27	0,81	0,65	-0,58	-0,82	-2,74	-6,15	-9,27
22, 48	-0,29	-0,57	1,14	1,26	-0,54	1,24	-0,59	-0,74	-0,60	-2,39
22, 74	-0,27	0,14	0,88	0,78	0,54	-0,35	-1,31	-3,73	-7,13	-11,10
22, 94	0,01	0,46	0,71	0,85	-1,15	0,74	0,24	-2,50	-3,85	-7,37
48, 74	0,21	-0,75	-1,13	1,31	1,30	-1,37	-1,79	-0,72	-4,32	-7,00
48, 94	-0,85	-0,94	-0,98	0,46	-1,05	-1,12	-1,21	-1,68	-3,19	-5,29
74, 94	-0,48	-0,22	-0,25	-0,28	-0,41	-0,18	-1,65	-3,80	-7,34	-11,07
2, 22, 48	-0,06	0,32	-0,33	-0,25	-0,23	1,24	-0,46	0,08	-1,73	-3,99
2, 22, 74	0,03	1,62	-0,81	2,05	1,84	1,02	-0,92	-3,96	-7,84	-11,74
2, 22, 94	-0,29	1,18	1,46	-0,78	1,35	1,14	-1,40	-2,71	-5,33	-8,08
2, 48, 74	0,13	0,64	-1,17	1,33	1,31	-1,37	-1,92	-3,43	-5,07	-9,04
2, 48, 94	-0,32	0,03	-0,39	-0,44	0,38	0,23	-0,22	-1,66	-4,18	-7,05
2, 74, 94	-0,11	0,43	0,56	0,58	0,50	0,24	-1,74	-3,93	-7,49	-11,22
22, 48, 74	-0,08	0,65	1,51	1,61	-0,37	-0,54	-1,46	-3,40	-6,22	-9,95
22, 48, 94	-1,00	-1,84	-1,84	-1,86	1,28	1,24	1,00	0,08	-3,18	-5,55
22, 74, 94	-0,60	0,95	-0,64	-0,73	-0,98	-1,57	-1,88	-5,07	-9,32	-13,16
48, 74, 94	-0,30	0,18	-0,60	-0,67	-0,75	0,40	-1,11	-3,62	-6,26	-9,82
2, 22, 48, 74	0,13	1,17	2,21	2,45	2,39	1,84	-0,77	-3,86	-6,86	-10,69
2, 22, 48, 94	-0,65	-0,54	0,30	-0,04	0,23	-0,24	-0,56	-1,83	-4,33	-7,10
2, 22, 74, 94	-0,65	0,19	0,66	0,20	0,37	-0,33	-2,07	-5,11	-9,06	-13,01
2, 48, 74, 94	-0,02	0,64	1,12	-1,07	-1,15	0,86	-0,94	-4,06	-6,73	-10,47
22, 48, 74, 94	-0,78	-0,28	0,13	0,16	-0,03	-0,26	-2,02	-4,53	-7,98	-11,80
2, 22, 48, 74, 94	-0,45	0,44	1,21	1,28	-0,63	-0,86	-1,52	-4,71	-8,11	-11,96

Tab. 7: Vypočtené průměrné hodnoty SNR pro rozdílné úrovně kvality vstupních signálů.

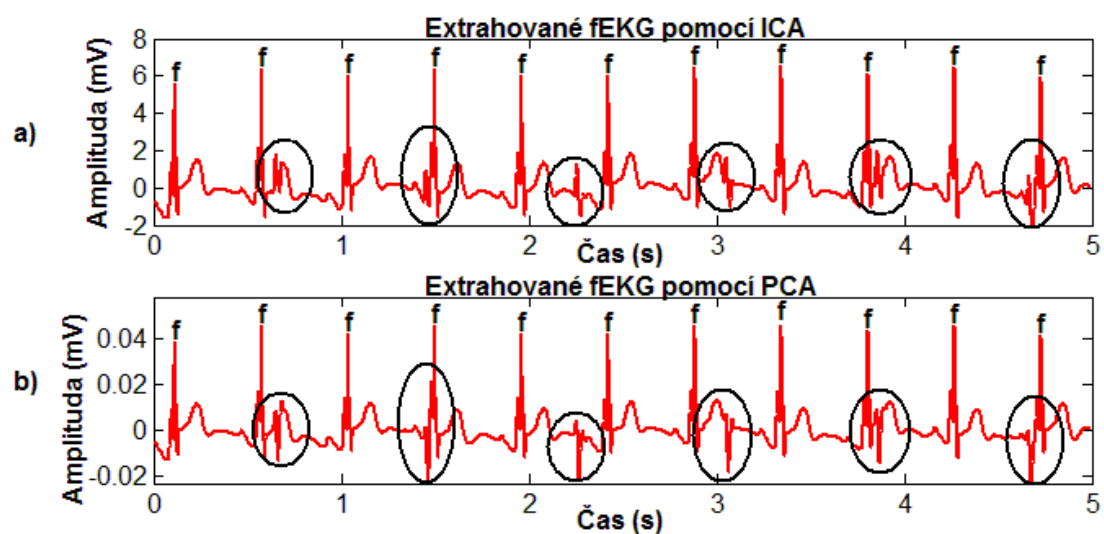
Kombinace elektrod	SNR (dB)									
	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
2, 22	-5,56	2,42	6,25	12,00	15,65	22,06	27,51	30,38	33,79	35,01
2, 48	-7,08	0,39	3,44	9,57	14,32	23,71	25,21	28,88	34,73	38,01
2, 74	-2,19	4,43	8,07	15,45	17,74	23,16	30,10	31,89	33,28	33,70
2, 94	-2,47	4,73	8,66	15,96	19,49	23,93	30,20	31,93	33,84	34,27
22, 48	-8,73	-1,78	3,68	9,99	11,79	22,70	23,96	27,65	32,60	34,75
22, 74	-4,03	3,57	8,07	14,21	17,56	19,32	27,88	29,21	30,85	30,71
22, 94	-3,30	4,03	8,22	14,52	16,30	20,68	29,86	30,80	34,72	34,77
48, 74	-5,19	1,29	4,59	13,26	16,65	14,51	25,79	30,74	31,86	33,26
48, 94	-5,80	1,24	5,06	12,63	14,74	20,59	26,80	30,13	33,58	35,30
74, 94	-0,76	6,60	10,43	16,60	20,07	22,60	31,00	32,57	34,22	34,18
2, 22, 48	-7,03	0,55	3,66	9,96	13,57	18,97	25,57	29,87	33,02	34,61
2, 22, 74	-3,84	4,94	6,27	15,39	18,77	24,40	28,20	28,87	30,09	29,96
2, 22, 94	-3,85	4,59	8,75	12,72	18,57	24,48	28,00	30,35	32,99	33,85
2, 48, 74	-4,82	3,03	4,93	13,68	17,13	21,78	26,12	28,40	31,66	31,63
2, 48, 94	-4,97	2,51	5,92	12,07	16,49	22,90	28,11	30,42	32,95	33,84
2, 74, 94	-1,64	6,01	9,97	16,23	19,74	24,39	29,67	31,18	32,82	32,78
22, 48, 74	-5,95	2,08	6,66	12,98	14,53	19,57	25,65	27,52	29,57	29,78
22, 48, 94	-6,56	-0,32	3,53	9,66	16,47	21,89	28,39	31,24	33,01	34,41
22, 74, 94	-3,05	5,56	7,81	13,93	17,34	19,60	28,61	29,13	30,05	29,90
48, 74, 94	-3,85	3,86	6,87	13,00	16,45	17,73	28,30	29,59	31,91	32,21
2, 22, 48, 74	-5,28	3,01	7,79	14,27	17,76	20,26	26,81	27,49	29,44	29,49
2, 22, 48, 94	-5,84	1,36	6,04	11,90	15,81	21,18	27,22	29,69	32,27	33,24
2, 22, 74, 94	-3,50	4,42	8,71	14,49	18,29	20,94	28,04	28,69	29,92	29,67
2, 48, 74, 94	-3,69	4,17	8,44	12,48	15,95	21,63	28,37	29,00	31,36	31,43
22, 48, 74, 94	-5,14	2,52	6,74	12,96	16,37	24,22	26,57	27,84	29,40	29,40
2, 22, 48, 74, 94	-4,74	3,30	7,88	14,16	15,84	21,92	27,16	27,71	29,36	29,30

6.3 Subjektivní pozorování výsledků extrakce fEKG při použití syntetických dat

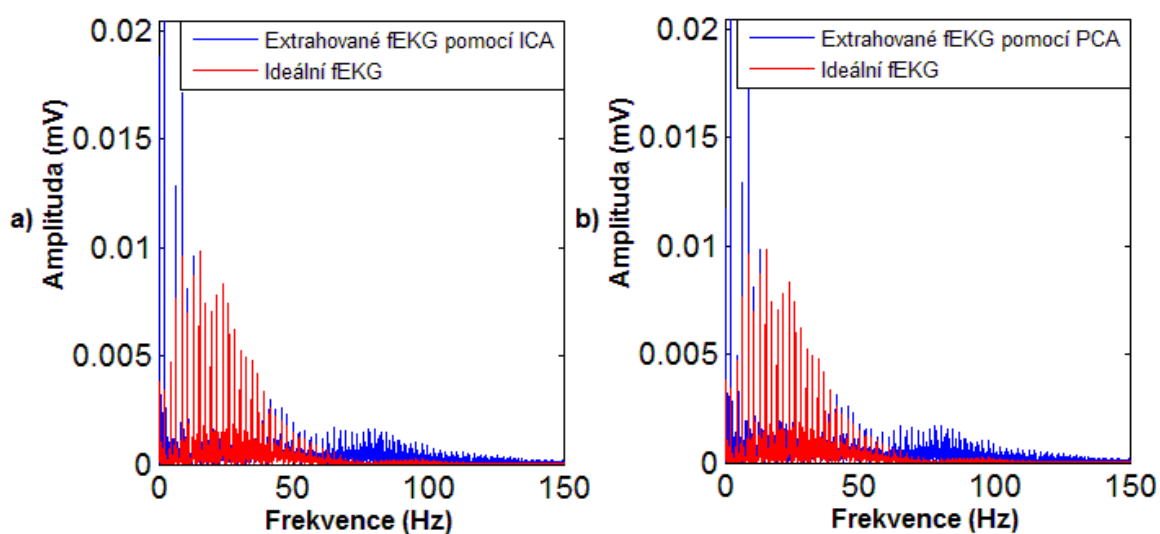
Subjektivní hodnocení není vhodné pro hodnocení metod, ale některé pozorování jsou velice zajímavá. Jedno z nich ohledně metody ICA už bylo zmíněno. Pro následující extrakci fEKG a vytvoření obrázků byla použita kombinace elektrod číslo 2 a 48 s úrovní kvality vstupních signálů V. Na Obr. 22 a Obr. 23 lze pozorovat, že metoda ICA mění amplitudu extrahovaných komponent. Metoda ICA také mění pořadí extrahovaných komponent, proto bylo třeba při tvorbě GUI vytvořit možnost přehození komponent. V Obr. 22 je zobrazen příklad extrakce fEKG pomocí metody ICA a PCA. Na Obr. 22 a) je signál vygenerovaného ideálního fEKG z elektrody 2. Na Obr. 22 b) je poté zobrazeno extrahované fEKG pomocí ICA metody při kombinaci elektrod 2 a 48. A Obr. 22 c) zobrazuje extrahované fEKG pomocí PCA metody při kombinaci elektrod 2 a 48. Z extrahovaných fEKG lze vidět, že mEKG signál byl odstraněn a pouze malý náhodný šum zůstal. Při extrakci fEKG dochází k deformaci vlivem mQRS komplexu, viz Obr. 23. Tyto deformace jsou zvýrazněny kroužkem. Pro budoucí práci může být u extrahovaného fEKG pomocí metody ICA a PCA stanoven poměr kmitu R vůči vlně T pro stanovení hypoxického stavu, proto je důležité dát pozor, aby deformace vlivem mQRS komplexu nezasáhla vlnu T. Při srovnání amplitudových spekter extrahovaného fEKG a ideálního fEKG vidíme, že metody ICA a PCA jsou schopny v těchto syntetických datech odfiltrovat mateřskou složku a ponechat pouze plodovou, viz Obr. 24. Obě metody dosáhly prakticky stejných výsledků z pohledu srovnání těchto amplitudových spekter.



Obr. 22: Časové průběhy ideálního fEKG a extrahovaných fEKG ze syntetických dat, a) ideální forma fEKG, b) výstupní extrahované fEKG pomocí metody ICA, a c) výstupní extrahované fEKG pomocí metody PCA.



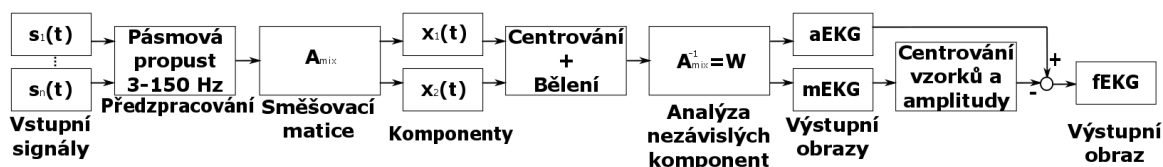
Obr. 23: Deformace extrahovaných fEKG vlivem mEKG, a) výstupní extrahované fEKG pomocí metody ICA se zvýrazněnými deformacemi, b) výstupní extrahované fEKG pomocí metody PCA se zvýrazněnými deformacemi.



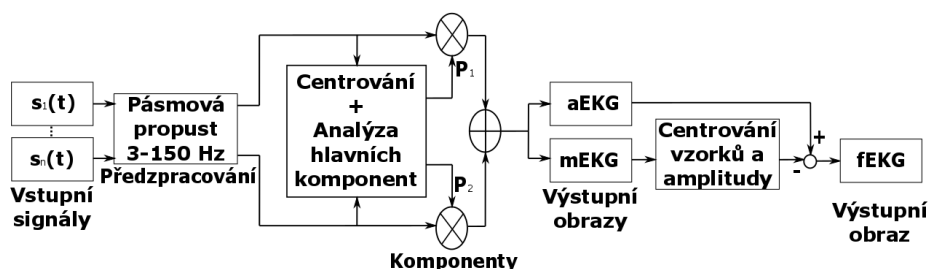
Obr. 24: Amplitudová spektra extrahovaných fEKG v porovnání se spektrem ideálního fEKG, a) výstupní fEKG pomocí metody ICA srovnávané s ideálním fEKG, a b) výstupní fEKG pomocí metody PCA srovnávané s ideálním fEKG.

7 Hodnocení metod na reálných datech

Filtrování a hodnocení fEKG při použití reálných dat je mnohem obtížnější než při použití vygenerovaných syntetických dat, viz Kap. 4.3.2. Každý záznam obsahuje čtyři aEKG, proto při použití dvou z nich vzniklo šest kombinací, při použití tří z nich vznikly čtyři kombinace a při použití všech jedna kombinace. Celkem tedy vzniklo 11 kombinací, pomocí kterých byl jeden záznam testován. Během extrakce fEKG bylo mnoho problémů, který bylo nutné vyřešit. Nejdříve bylo třeba odstranit kolísání izoliny a pohyby myopotenciálů pomocí funkce *fir1* (FIR filtr), s nastavením pásmové propusti s mezními kmitočty filtru zvolenými od 3 do 150 Hz. Následně po provedení obou metod neobsahovaly výstupní komponenty fEKG a mEKG, ale aEKG se zvýrazněnou plodovou složkou a mEKG. Mezi těmito komponentami aEKG a mEKG byl malý časový posun, který bylo třeba vycentrovat. Po vycentrování bylo nutné vyrovnat velikost amplitudy obou komponent, aby mateřské složky komponent měly stejnou amplitudu. Posledním krokem bylo odečtení mEKG od aEKG, čímž vzniklo výsledné extrahované fEKG. Níže uvedený Obr. 25 a Obr. 26 znázorňují upravená bloková schémata funkce metody ICA a PCA pro extrahování fEKG při použití reálných dat.



Obr. 25: Modifikované blokové schéma ICA metody pro práci s reálnými daty.



Obr. 26: Modifikované blokové schéma PCA metody pro práci s reálnými daty.

7.1 Stanovení tepové frekvence

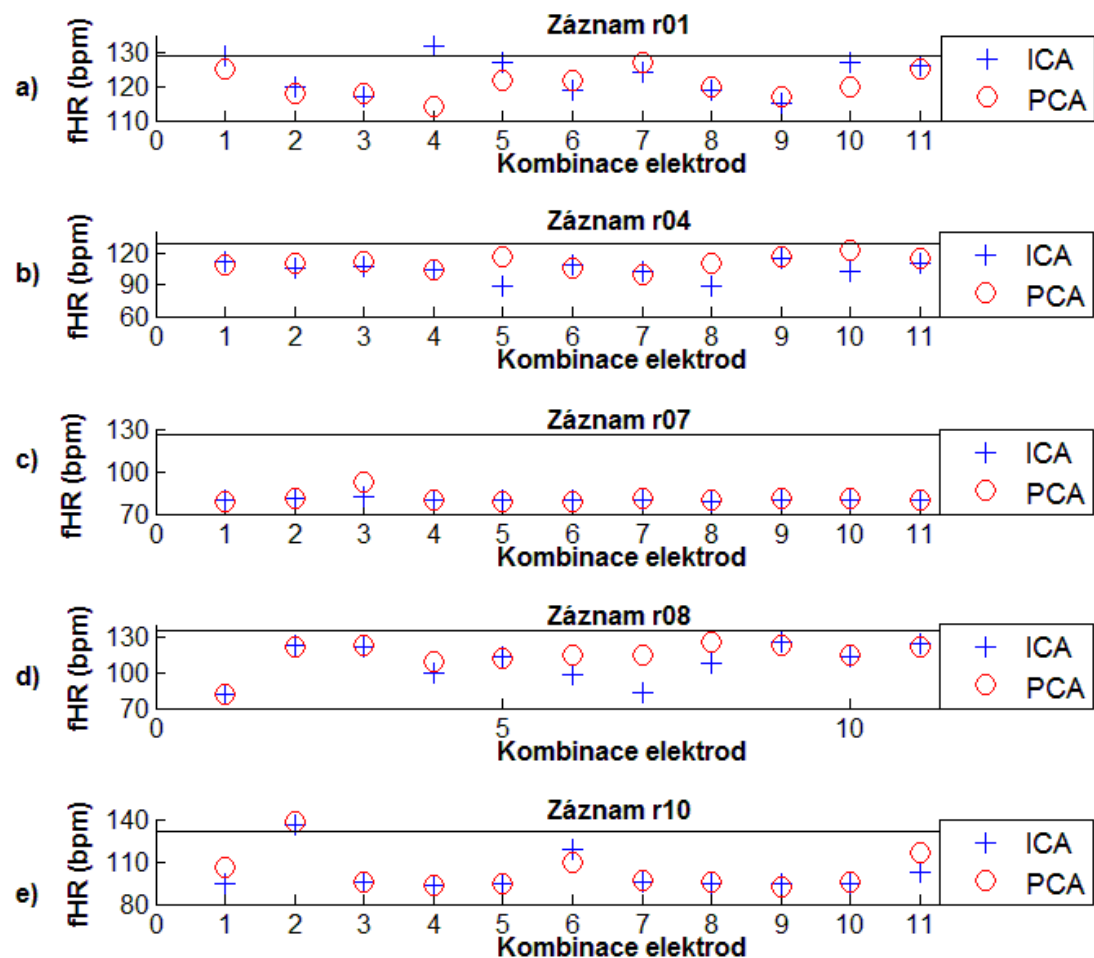
7.1.1 Stanovení průměrného fHR celého záznamu

Testování extrakce fEKG při použití reálných dat je provedeno na základě stanovení fHR. Všechny pět záznamů z databáze adfecgdb bylo vyzkoušeno při extrakci všech kombinací elektrod. Na základě extrahovaných fEKG získaných pomocí metody ICA a PCA pro všechny kombinace elektrod u záznamů r01, r04, r07, r08 a r10 vznikla Tab. 8. Tato tabulka obsahuje v prvním sloupci všechny možné

kombinace čtyř elektrod a v dalších sloupcích stanovené fHR pomocí metody ICA a PCA. Každý název záznamu v tabulce má v kulatých závorkách zaznamenanou průměrnou hodnotu fHR detekovanou ze záznamu pořízeného skalp elektrodou. Hodnocení bylo provedeno pro celých pět minut každého záznamu a pomocí rDetectoru byl stanoven počet úderů. Na základě stanovení fHR na všech těchto kombinacích vznikl Obr. 27. Na Obr. 27 a) je zobrazeno detekované fHR pomocí metody ICA a PCA pro všechny kombinace elektrod u záznamu r01. Na Obr. 27 b) je poté detekované fHR pomocí navržených neadaptivních metod pro všechny kombinace elektrod u záznamu r04. Další Obr. 27 c) znázorňuje detekované fHR pro všechny kombinace elektrod u záznamu r07. Na Obr. 27 d) je detekované fHR pro všechny kombinace elektrod u záznamu r08. A poslední Obr. 27 e) obsahuje detekované fHR pro všechny kombinace elektrod u záznamu r10. Z těchto hodnot v tabulce a obrázku lze vidět, že pouze záznamy r01 a r08 byly přijatelné, aby algoritmy vcelku uspokojivě stanovili fHR.

Tab. 8: Tabulka detekovaných bpm z extrahovaného fEKG pomocí metody ICA a PCA.

Kombinace elektrod	Stanovení fHR pomocí metody ICA a PCA (bpm)									
	r01 (129)		r04 (129)		r07 (125)		r08 (130)		r10 (127)	
	ICA	PCA	ICA	PCA	ICA	PCA	ICA	PCA	ICA	PCA
1, 2	134	128	112	108	80	79	82	81	95	106
1, 3	120	118	105	110	81	81	123	121	136	138
1, 4	118	120	107	111	82	92	121	123	96	96
2, 3	132	114	104	104	80	80	99	109	93	93
2, 4	127	122	89	116	80	79	113	112	95	95
3, 4	119	122	108	106	80	79	98	114	119	110
1, 2, 3	124	127	103	99	80	81	83	114	96	97
1, 2, 4	133	130	89	110	79	80	108	125	95	96
1, 3, 4	124	125	115	116	80	81	125	123	95	92
2, 3, 4	127	120	103	122	80	81	113	114	95	96
1, 2, 3, 4	126	125	110	114	80	80	124	122	102	116



Obr. 27: Zaznamenaná přesnost detekce fHR pomocí metody ICA a PCA na reálných datech, a) obsahuje všechny kombinace elektrod pomocí metody ICA a PCA na záznamu r01, b) obsahuje všechny kombinace elektrod pomocí metody ICA a PCA na záznamu r04, c) obsahuje všechny kombinace elektrod pomocí metody ICA a PCA na záznamu r07, d) obsahuje všechny kombinace elektrod pomocí metody ICA a PCA na záznamu r08, a c) obsahuje všechny kombinace elektrod pomocí metody ICA a PCA na záznamu r10.

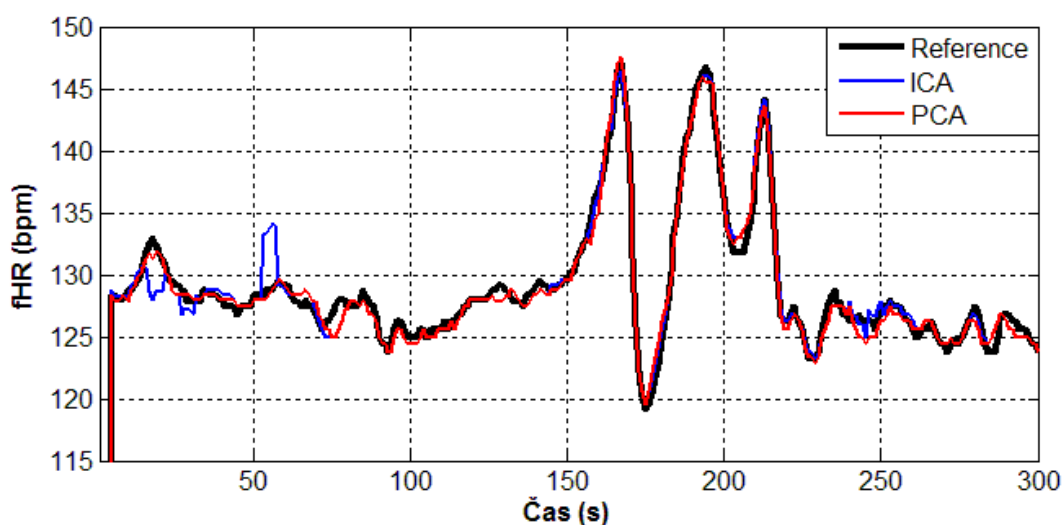
7.1.2 Stanovení fHR v reálném čase

Další hodnocení fHR bylo na základě srovnání záznamů získaných skalp elektrodou s extrahovanými fEKG při použití všech čtyř elektrod v reálném čase. Pro každou vteřinu 300 vteřinových záznamů skalp elektrody a extrahovaných fEKG pomocí metody ICA a PCA byl stanoven interval mezi dvěma R kmity a ten byl přepočten na počet tepů v dané vteřině záznamu. Tím byly obdrženy fHR v každé vteřině použitého záznamu. Následně byl proveden klouzavý průměr pro tyto získané hodnoty ze záznamu pořízeného skalp elektrodou a pro hodnoty z extrahovaných fEKG pomocí metody ICA a PCA.

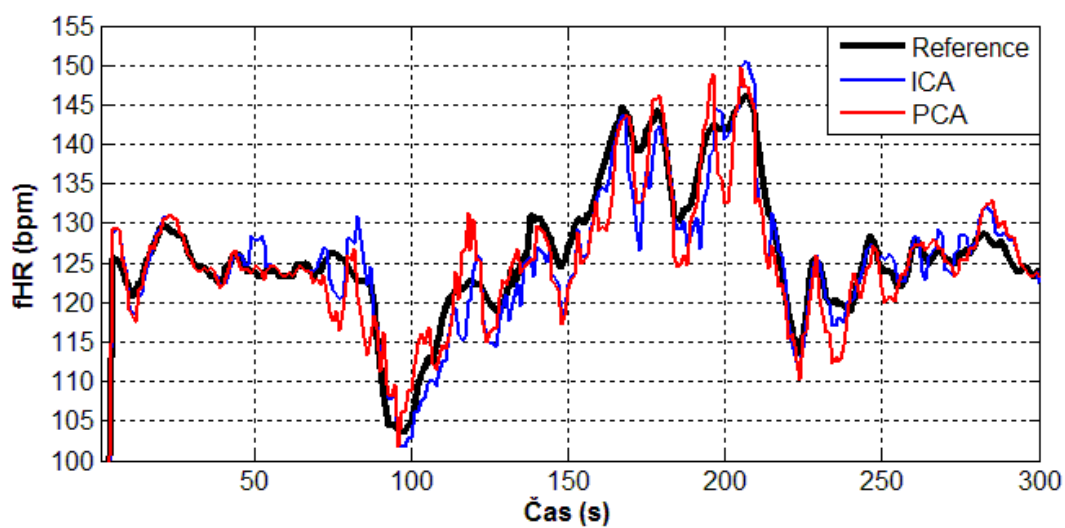
Klouzavý průměr je časová řada vytvořená pomocí průměru několika sekvenčních hodnot jiné časové řady. Jedná se o typ matematické konvoluce a o zvláštní typ filtrování jedné časové řady v jinou. Klouzavý průměr vypočítá každý průměr tak, že se vypočte nejstarší pozorování a zahrne další

pozorování až do konce časové řady. Existují dvoustranné a jednostranné klouzavé průměry a při výpočtu je třeba zvolit počet vzorků, které budou průměrovány. V této práci bylo zvoleno použití pěti vzorků pro výpočet jednostranných klouzavých průměrů a implementace v programu MATLAB byla provedena jednoduchým digitálním filtrem [48].

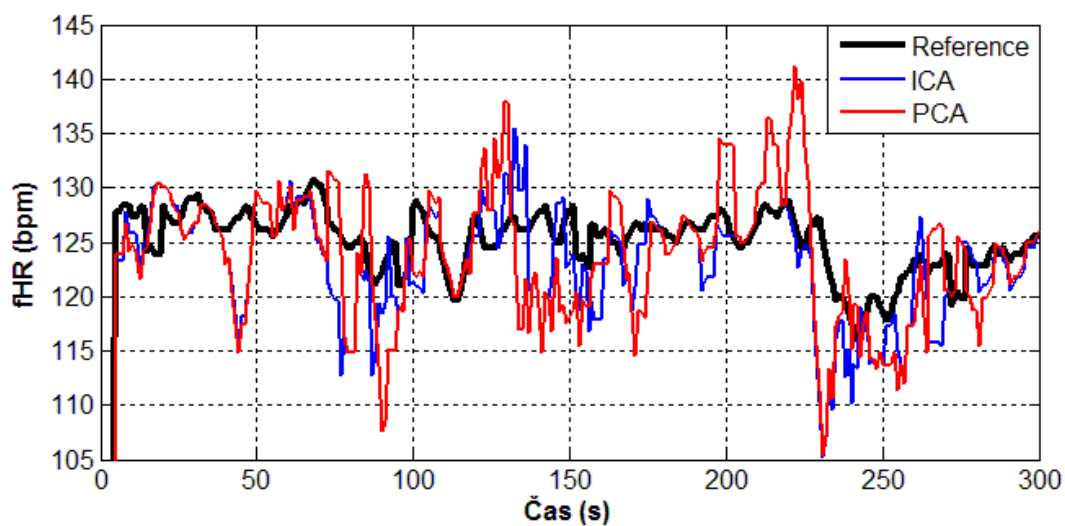
Na základě hodnot vytvořených klouzavých průměrů byly vytvořeny grafy průběhů fHR v čase, které není nikdy konstantní, viz Obr. 28, Obr. 29, Obr. 30, Obr. 31 a Obr. 32. První Obr. 28 znázorňuje srovnání stanovení fHR v čase u záznamu pořízeného skalp elektrodou, v grafu označenou jako reference, a extrahovaných fEKG při použití záznamu r01. Z obrázku lze vidět, že metody dokázaly velice dobře stanovit podobné fHR v čase jako má reference. Neméně dobrý výsledek přineslo použití záznamu r08, viz Obr. 31. I zde lze vidět, že metody velice uspokojivě stanovují fHR v čase jako bylo u reference a pouze v malých částech záznamu některá z navržených metod není přesná. Další Obr. 29 přináší výsledky při použití záznamu r04 a lze vidět, že zde metody ICA a PCA nejsou příliš účinné a dochází k velkým nepřesnostem stanovení fHR v čase. Obdobně méně dobrý výsledek poskytl záznam r10, viz Obr. 32, kdy opět dochází k velkým nepřesnostem stanovení fHR v čase. Nejhorší z pěti použitých záznamů z databáze adfecgdb pracovaly metody ICA a PCA na záznamu r07, viz Obr. 30. Na tomto obrázku lze vidět velkou nepřesnost metod a tudíž velice nízkou účinnost. Z výsledků popsaných obrázků lze říci, že metody ICA a PCA pracují dobře, pokud nejsou pro tyto metody příliš obtížné vstupní záznamy.



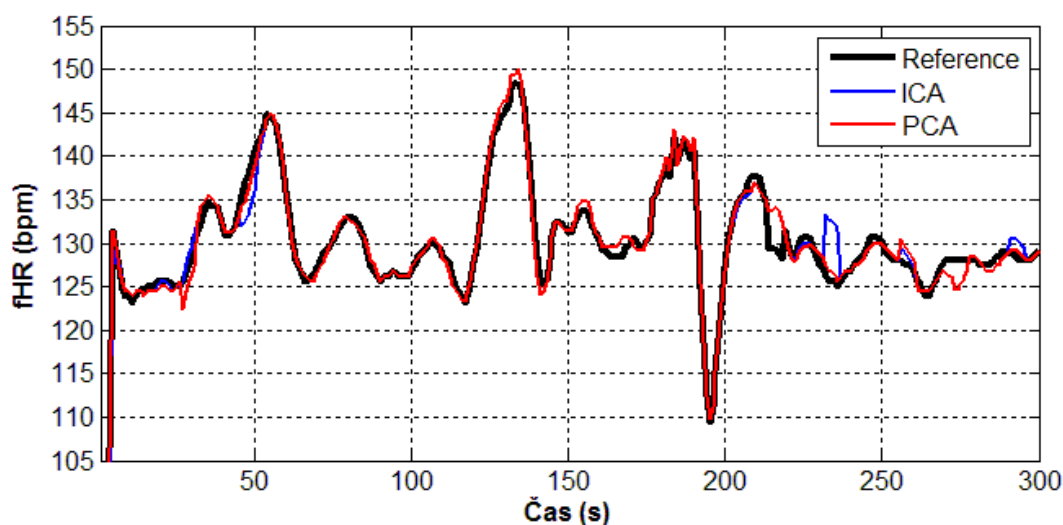
Obr. 28: Srovnání průběhů fHR v čase při použití záznamu r01.



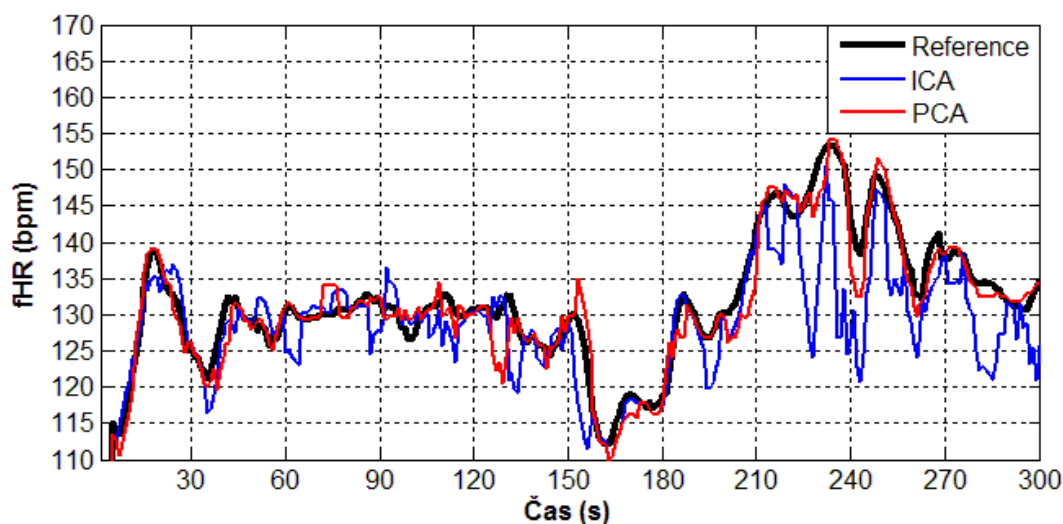
Obr. 29: Srovnání průběhů fHR v čase při použití záznamu r04.



Obr. 30: Srovnání průběhů fHR v čase při použití záznamu r07.



Obr. 31: Srovnání průběhů fHR v čase při použití záznamu r08.



Obr. 32: Srovnání průběhů fHR v čase při použití záznamu r10.

7.1.3 Bland-Altmanova statistika

Další testování stanovení HR bylo provedeno pomocí Bland-Altmanovy statistiky. Tato metoda hodnocení dvou metod lékařského měření je široce používána a jejím základem je stanovení rozdílů mezi měřeními pomocí dvou metod a vypočtení průměru a směrodatné odchylky (SD) těchto rozdílů. Dalším krokem je odhadnutí 95 % limitu přijetí, což jsou dvě hodnoty $1,96 \text{ SD}$ a $\text{minus } 1,96 \text{ SD}$. Je očekáváno, že tyto limity přijetí obsahují rozdíl měření mezi dvěma metodami pro 95 % hodnotících dvojic metod. Pro tuto metodu statistického hodnocení je důležité mít vždy dvě metody, které se porovnávají. Je cenné získat opakované měření pomocí dvou metod. V případě této práce jde o měření několika R-R intervalů za sebou, aby byla opakovatelnost dvou metod porovnávána. Následná výsledná data obsahují informace o rozdílech mezi dvěma metodami. Předpokládá se, že výsledky obou měření

metod, před provedením rozdílu, jsou mezi sebou nezávislé V této práci, slouží tato metoda k porovnání rozdílu mezi referenčními hodnotami fHR stanovenými v každé vteřině záznamu pořízeného skalp elektrodou vůči odhadovaným hodnotám fHR stanovenými v každé vteřině extrahovaného fEKG pomocí navržené neadaptivní metody. K výpočtu slouží rovnice (7.1) a rovnice (7.2), kde *ref* je referenční hodnota fHR naměřená skalpovou elektrodou v dané vteřině a *predik* je hodnota fHR stanovená z extrahovaného záznamu pomocí navržené metody ve stejné vteřině. Extrakce se určí za správnou, pokud se 95 % výsledků pohybuje v rozmezí $\pm 1,96$ SD [49, 50].

$$ref - predik \quad (7.1)$$

$$\frac{(ref + predik)}{2} \quad (7.2)$$

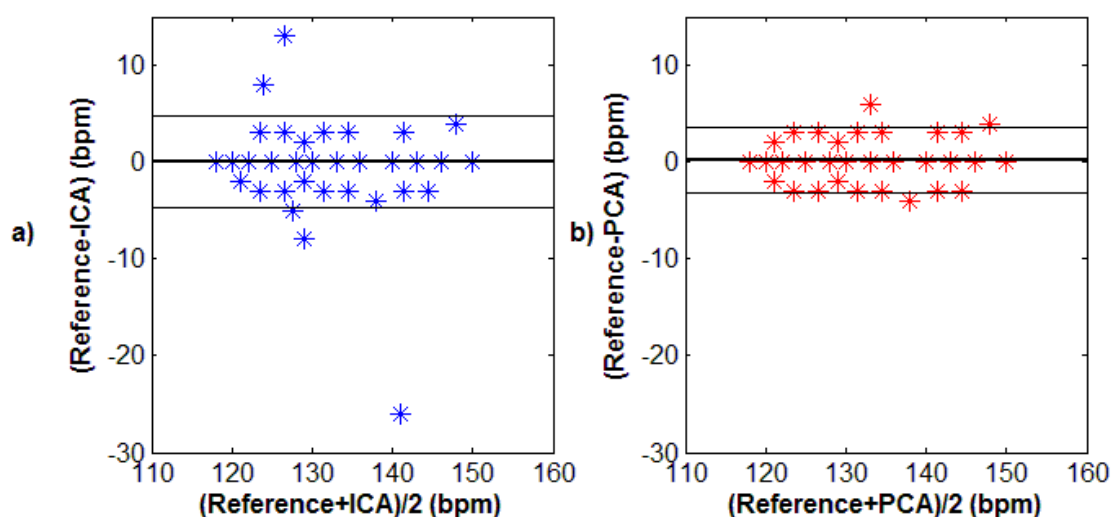
Výsledky Bland-Altmanovy statistiky pro metodu ICA jsou zobrazeny v Tab. 9 a pro metodu PCA v Tab. 10. V tabulkách lze vidět délku jednotlivých záznamů, celkový počet tepů v záznamech, počet tepů za minutu, počet chybně stanovených fHR pomocí jednotlivých metod a hodnocení podle $\pm 1,96$ SD. Na základě Bland-Altmanovy statistiky vznikly poté následující obrázky. V Obr. 33 a) je znázorněno provedení Bland-Altmanovy statistiky na záznamu r01 pro metodu ICA a v Obr. 33 b) pro metodu PCA. Další Obr. 34 a) zobrazuje provedení Bland-Altmanovy statistiky na záznamu r04 pro metodu ICA a Obr. 34 b) pro metodu PCA. Na Obr. 35 a) je Bland-Altmanova statistika na záznamu r07 pro metodu ICA a na Obr. 35 b) pro metodu PCA. Další Obr. 36 a) Bland-Altmanovu statistiku záznamu r07 pro metodu ICA a Obr. 36 b) pro metodu PCA. Poté Obr. 37 a) Bland-Altmanovu statistiku záznamu r10 pro metodu ICA a Obr. 37 b) pro metodu PCA. Nakonec poslední Obr. 38 a) zobrazuje použití Bland-Altmanovy statistiky na všechny výsledky záznamů najednou pro metodu ICA a následně Obr. 38 b) pro metodu PCA. Na základě tabulek a obrázků lze opět vidět, že metody ICA a PCA pracují uspokojivě pouze na záznamech r01 a r08. Pouze u těchto dvou záznamů byla hodnota $\pm 1,96$ SD větší než 95 %. Ostatní záznamy r04, r07 a r10 poskytly hodnotu $\pm 1,96$ SD menší než 95 %, proto lze tvrdit, že metody nejsou účinné na tyto záznamy.

Tab. 9: Shrnutí experimentálních výsledků měření fHR pomocí metody ICA na základě Bland-Altmanovy statistiky.

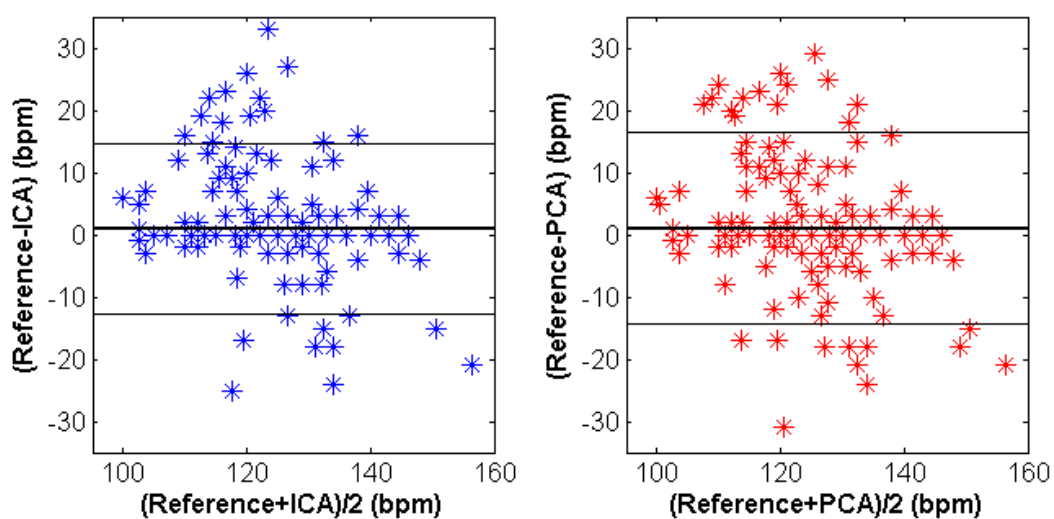
Název záznamu	Délka (s)	Počet tepů v záznamu	fHR (bpm)	Počet chyb	$\pm 1,96$ SD
r01	300	644	129	5	98,33
r04	300	643	129	30	90,00
r07	300	626	125	30	90,00
r08	300	651	130	7	97,67
r10	300	635	127	27	91,00
Celkem	1500	3199	128	112	92,53

Tab. 10: Shrnutí experimentálních výsledků měření fHR pomocí metody PCA na základě Bland-Altmanovy statistiky.

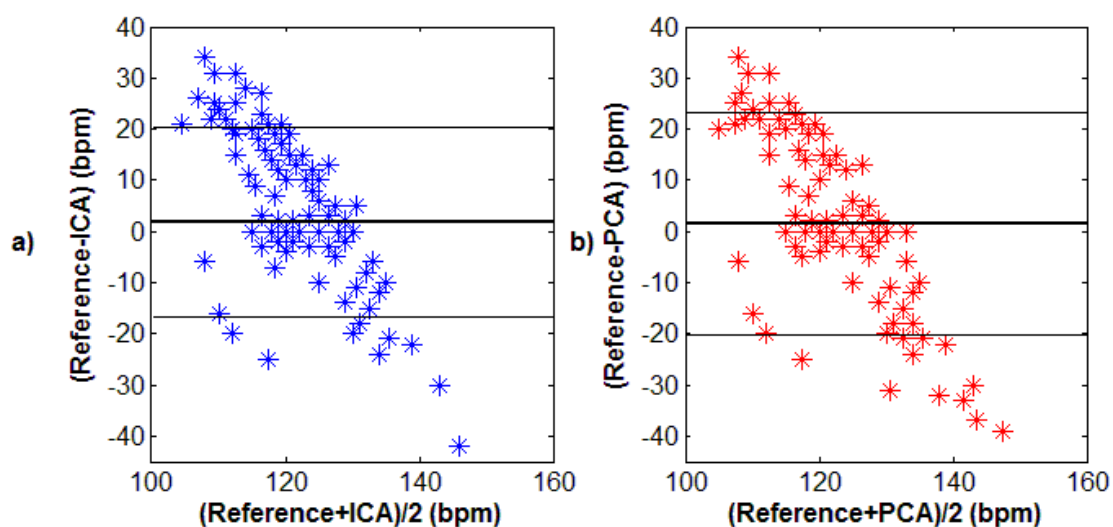
Název záznamu	Délka (s)	Počet tepů v záznamu	fHR (bpm)	Počet chyb	± 1.96 SD
r01	300	644	129	3	99,00
r04	300	643	129	29	90,33
r07	300	626	125	27	91,00
r08	300	651	130	4	98,67
r10	300	635	127	20	93,33
Celkem	1500	3199	128	121	91,93



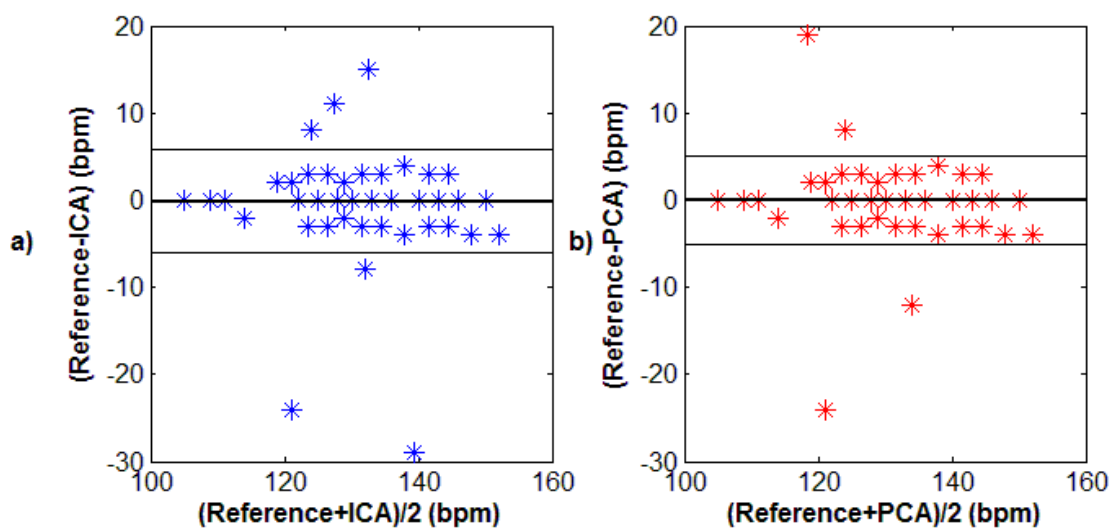
Obr. 33: Grafické znázornění schopnosti stanovit fHR při použití záznamu r01 na základě Bland-Altmanovy statistiky, a) schopnost stanovení fHR metodou ICA vůči referenci získané skalp elektrodou, a b) schopnost stanovení fHR metodou PCA vůči referenci získané skalp elektrodou.



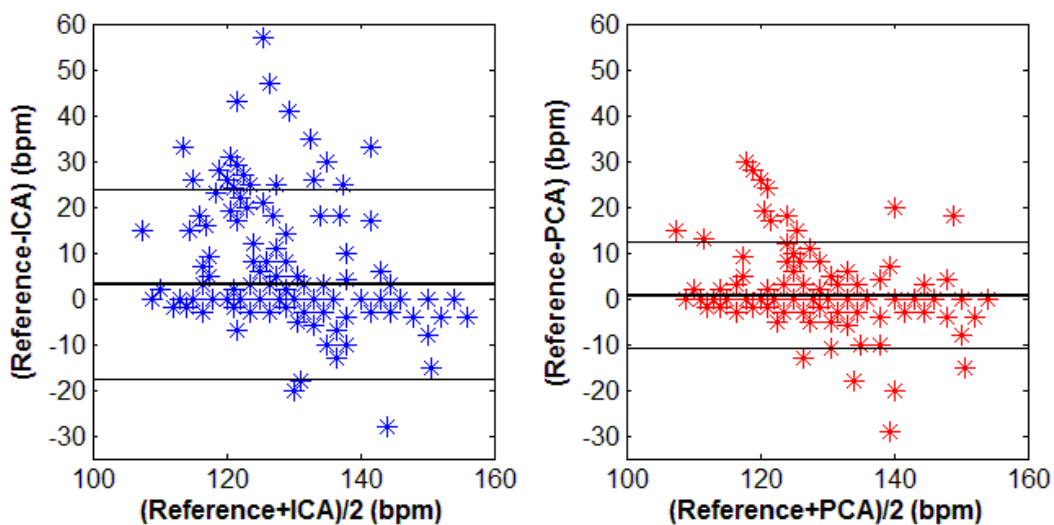
Obr. 34: Grafické znázornění schopnosti stanovit fHR při použití záznamu r04 na základě Bland-Altmanovy statistiky, a) schopnost stanovení fHR metodou ICA vůči referenci získané skalp elektrodou, a b) schopnost stanovení fHR metodou PCA vůči referenci získané skalp elektrodou.



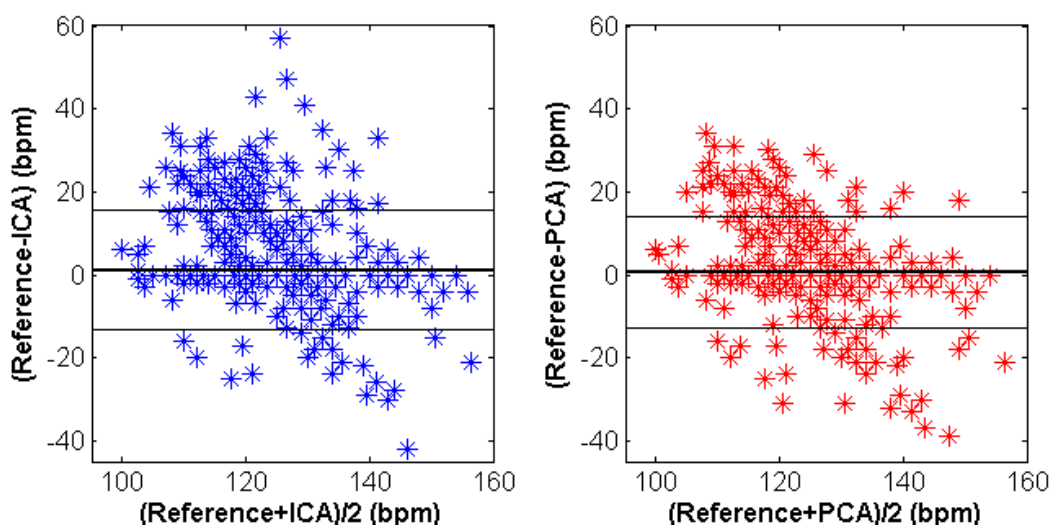
Obr. 35: Grafické znázornění schopnosti stanovit fHR při použití záznamu r07 na základě Bland-Altmanovy statistiky, a) schopnost stanovení fHR metodou ICA vůči referenci získané skalp elektrodou, a b) schopnost stanovení fHR metodou PCA vůči referenci získané skalp elektrodou.



Obr. 36: Grafické znázornění schopnosti stanovit fHR při použití záznamu r08 na základě Bland-Altmanovy statistiky, a) schopnost stanovení fHR metodou ICA vůči referenci získané skalp elektrodou, a b) schopnost stanovení fHR metodou PCA vůči referenci získané skalp elektrodou.



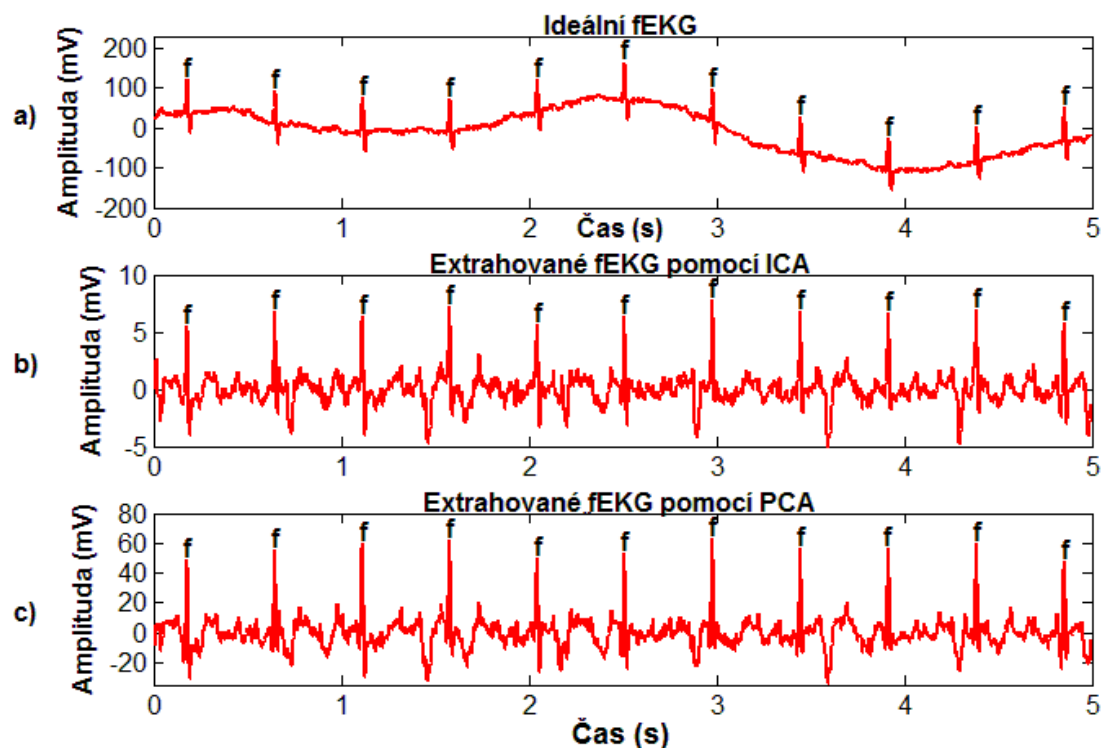
Obr. 37: Grafické znázornění schopnosti stanovit fHR při použití záznamu r10 na základě Bland-Altmanovy statistiky, a) schopnost stanovení fHR metodou ICA vůči referenci získané skalp elektrodou, a b) schopnost stanovení fHR metodou PCA vůči referenci získané skalp elektrodou.



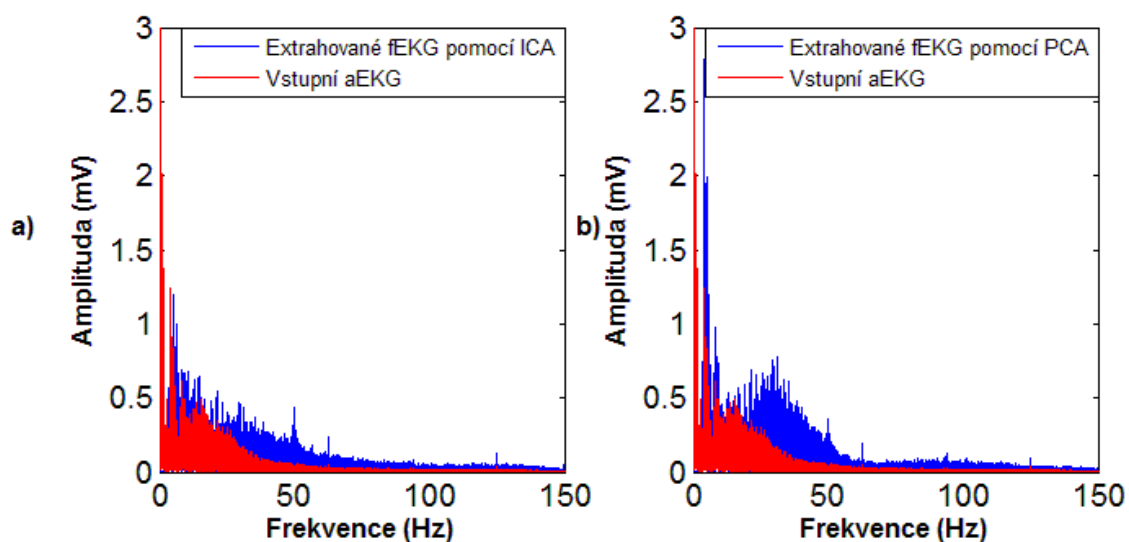
Obr. 38: Grafické znázornění schopnosti stanovit fHR při použití všech záznamů najednou na základě Bland-Altmanovy statistiky, a) schopnost stanovení fHR metodou ICA vůči referenci získané skalp elektrodou, a b) schopnost stanovení fHR metodou PCA vůči referenci získané skalp elektrodou.

7.2 Subjektivní pozorování výsledků extrakce fEKG při použití reálných dat

Pro následující extrakci fEKG a vytvoření obrázků byl použit záznam r01 a kombinace všech čtyř elektrod. Na Obr. 39 je zobrazen příklad extrakce fEKG pomocí metody ICA a PCA při použití na tomto záznamu reálných dat. První Obr. 39 a) obsahuje signál ideálního fEKG pořízeného skalp elektrodou. Dále Obr. 39 b) zobrazuje extrahované fEKG pomocí ICA metody. A poslední Obr. 39 c) zobrazuje extrahované fEKG pomocí PCA metody. Lze vidět, že R kmity mateřské složky signálu byly odstraněny a zůstaly pouze R kmity plodové složky signálu, ale zbytek EKG záznamu je silně deformován. Pro naši práci je to, ale velice dobrý výsledek pro stanovení fHR, která je primárním cílem této práce. U srovnání amplitudových spekter extrahovaného fEKG a jednoho vstupního aEKG při použití navržených neadaptivních metod na reálném záznamu r01 lze vidět, že metody ICA a PCA v těchto datech do určité míry potlačují spektrum matky a zesilují spektrum plodu, viz Obr. 40. Obě metody dosáhly prakticky stejných výsledků z pohledu srovnání těchto amplitudových spekter. Metody sice nefungovaly u všech případů, ale přesto jejich výsledné komponenty minimálně obsahují aEKG se zvýrazněnou plodovou složkou, která má amplitudu na úrovni mEKG. Toto zvýrazněné aEKG může být velice přínosné pro jiné neadaptivní či adaptivní algoritmy extrakce fEKG.



Obr. 39: Časové průběhy ideálního fEKG a extrahovaných fEKG z reálných dat r01, a) ideální forma fEKG naměřená transvaginální skalp elektrodou, b) výstupní extrahované fEKG pomocí metody ICA, a c) výstupní extrahované fEKG pomocí metody PCA.



Obr. 40: Amplitudová spektra záznamu před filtrací (vstupní aEKG) a následných extrahovaných fEKG z reálných dat r01, a) výstupní fEKG pomocí metody ICA srovnávané se záznamem před filtrací, a b) výstupní fEKG pomocí metody PCA srovnávané se záznamem před filtrací.

Závěr

Hlavním cílem této diplomové práce bylo vytvoření řešerše a na jejím základě zvolit dvě vhodné neadaptivní metody, které následně otestovat na syntetických a reálných datech. Z rozsáhlé řešerše, která byla sepsána z mnoha nastudovaných literárních pramenů, byly zvoleny metody ICA a PCA. Tyto neadaptivní metody využívají vícekanálový zdroj signálu, což znamená, že jejich vstupem jsou minimálně dva břišní signály. V návrhu realizace programu byl postupně vysvětlen princip a matematický popis obou algoritmů. Dále byla popsána syntetická data, která jsou získána z použitého generátoru, a reálná data z klinické praxe. Poslední část návrhu se zabývala popsáním hodnotících parametrů, jako je stanovení HR a SNR, které byly dále využity pro testování navržených algoritmů.

V realizaci bylo nejdříve vytvořeno GUI v programu MATLAB, které slouží pro prezentaci a pro vizuální a numerické porovnání extrahovaného fEKG s ideální formou fEKG. Primární použití tohoto programu je na syntetických datech.

Další část realizace byla zaměřena na testování metod na syntetických datech a to hlavně podle stanovení fHR pomocí Pan-Tompkinsonova rDetectoru. Obě metody dosáhly velice uspokojivých výsledků, kdy dokázaly ve většině případů extrahovat fEKG u nichž bylo detekováno stejné fHR jako měla ideální podoba fEKG. Metoda ICA byla o něco přesnější při detekci bpm v extrahovaných fEKG a obě metody přestaly být přesné, když hodnota SNR_{vst} byla horší než -35 dB. Metoda PCA byla navíc testována pomocí SNR, protože na rozdíl od metody ICA nemění příliš amplitudu extrahovaného fEKG vůči ideální formě, a dosáhla opět dobrých výsledků, kdy opět pracovala dobře, pokud nebyla hodnota SNR_{vst} horší než -35 dB a zlepšila $SNR_{výst}$ oproti SNR_{vst} přibližně o 25 dB. Z výstupů fEKG těchto neadaptivních metod šlo vidět, že dochází k mírné deformaci vlivem mateřské komponenty.

Nakonec byly navržené algoritmy otestovány na reálných datech na základě stanovení fHR. Nejdříve bylo nezbytné provést předzpracování signálu použitím pásmové propusti s mezními kmitočty filtru zvolenými od 3 do 150 Hz. Následně bylo třeba oproti využití na syntetických datech výsledné komponenty vycentrovat a po upravení amplitudy odečíst. Testování bylo nejdříve provedeno na základě stanovení průměrné hodnoty fHR 300 sekundových záznamů při použití všech kombinací elektrod a výsledkem bylo, že metody celkem uspokojivě stanovují fHR ze záznamů r01 a r08.

Následně bylo testování reálných dat zaměřeno na stanovení fHR v čase výsledných extrahovaných záznamů fEKG a záznamů získaných skalp elektrodou. Bylo potřeba určit v každé vteřině 300 sekundových záznamů délku R-R intervalu a přepočíst tuto hodnotu na tep v dané vteřině. Toto bylo provedeno pro všechny extrahované fEKG ze záznamů r01, r04, r07, r08 a r10 při použití všech elektrod a pro všechny referenční záznamy pořízené skalp elektrodou. Na výsledných fHR v čase byl následně aplikován digitální filtr a byly vytvořeny jednostranné klouzavé průměry pro pět vzorků. Na základě klouzavých průměrů byly vytvořeny grafy a byl vytvořen závěr, že metody ICA a PCA pracují dobře, pokud nejsou příliš obtížné vstupní záznamy. Metody dobře pracovaly na záznamech r01 a r08, hůře na záznamech r04 a r10 a nejhůře na záznamu r07.

Další hodnocení reálných dat bylo provedeno pomocí hodnot získaných při stanovení fHR v čase pro každý záznam a byla provedena Bland-Altmanova statistika, na jejímž základě byly vykresleny grafy znázorňující porovnání metod s referencí získanou skalp elektrodou. Pomocí Bland-Altmanovy statistiky bylo zjištěno, že při použití záznamů r01 a r08 je výsledek srovnání rozdílů metod s referencí větší než 95 % a tudíž metody zde dosahují správné detekce fHR. Naopak u ostatních záznamů r04, r07 a r10 byla výsledná hodnota srovnání rozdílů vždy menší než 95 %, a proto metody zde nepracují dobře.

Výsledky reálných dat byly v mnoha případech uspokojivé pro stanovení fHR, která je primárním cílem této práce. V ostatních případech při nejmenším došlo ke zvýraznění plodové složky v záznamu a hlavně zvětšení její amplitudy, což umožňuje následnou možnost použití k usnadnění filtrace fEKG pomocí jiné neadaptivní či adaptivní metody. Dále bylo na reálných datech potvrzeno, na základě předpokladu nastudovaného o vícekanálových neadaptivních metodách, že čím více elektrod bylo použito, tím měly metody větší úspěšnost extrakce fEKG na těchto datech.

V budoucnu by mohl být program využit v klinické praxi pro extrahování fEKG a stanovení jeho fHR. Vylepšením tohoto programu by mohlo být stanovení poměru amplitudy kmitu R vůči vlně T, kdy je tabulkově dáno rozmezí určující, zda je plod v dobré kondici, nebo je u něj patrný hypoxický stav. Další možností vylepšení práce by poté mohlo být kombinování metody ICA, nebo PCA s adaptivními algoritmy jako je například ANFIS. Předmětem další práce by mohlo také být vyzkoušení jiných neadaptivních metod.

Použitá literatura

- [1] SAMENI, R. and G. D. CLIFFORD. A Review of Fetal ECG Signal Processing Issues and Promising Directions. DOI: 10.2174/1876536X01003010004. ISBN 10.2174/1876536X01003010004. Dostupné také z: <http://benthamopen.com/ABSTRACT/TOPETJ-3-4>.
- [2] RAJ, C. G., V. S. HARSHA, B. S. GOWTHAMI a SUNITHA R. Virtual Instrumentation Based Fetal ECG Extraction. DOI: 10.1016/j.procs.2015.10.093. ISBN 10.1016/j.procs.2015.10.093. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877050915032573>.
- [3] SlidePlayer [online]. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://slideplayer.com/slide/7857442/>.
- [4] MOORE, K. L. a T. V. N. PERSAUD. Zrození člověka: embryologie s klinickým zaměřením. Praha: ISV, 2002. Lékařství. ISBN 80-858-6694-3.
- [5] GANONG, W. F. Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání. Praha: Galén, c2005. ISBN 80-726-2311-7.
- [6] JANKŮ, P. Analýza ST úseku fetálního EKG v intrapartální diagnostice hypoxie plodu u rizikových gravidit. Brno, 2007. Disertační práce. Masarykova univerzita. Vedoucí práce Doc. MUDr. Vít Unzeitig, CSc.
- [7] PENHAKER, M. a M. AUGUSTYNEK. Zdravotnické elektrické přístroje 1. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [8] JAGANNATH, D. J. a A. I. SELVAKUMAR. Issues and research on foetal electrocardiogram signal elicitation. DOI: 10.1016/j.bspc.2013.11.001. ISBN 10.1016/j.bspc.2013.11.001. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809413001560>.
- [9] HASSANPOUR, H. a A. PARSAEI. Fetal ECG Extraction Using Wavelet Transform. DOI: 10.1109/CIMCA.2006.98. ISBN 10.1109/CIMCA.2006.98. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4052801/>.
- [10] KARVOUNIS, E. C., C. PAPALOUKAS, D. I. FOTIADIS a L. K. MICHALIS. Fetal heart rate extraction from composite maternal ECG using complex continuous wavelet transform. DOI: 10.1109/CIC.2004.1443044. ISBN 10.1109/CIC.2004.1443044. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1443044>.
- [11] Health how stuff works [online]. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://health.howstuffworks.com/human-body/systems/circulatory/heart4.htm>.
- [12] Bluetooth [online]. 2015 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <https://blog.bluetooth.com/the-wheels-on-the-bike-are-bluetooth-smart-bluetooth-smart-bluetooth-smart>.
- [13] MARTINEK, R.. Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu. Ostrava, 2014. Dostupné z: <http://theses.cz/id/imm429/>. Disertační práce. VŠB-TU Ostrava. Vedoucí práce J. ŽÍDEK.
- [14] KUMAR, P., S. K. SHARMA a S. PRASAD. CAD for Detection of Fetal Electrocardiogram by using Wavelets and Neuro-Fuzzy Systems [online]. 2016 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: https://www.ripublication.com/ijaer16/ijaerv11n4_26.pdf.

- [15] D. DE MOOR (Ed.) Daisy: database for the identification of systems, available online at: <http://www.esat.kuleuven.be/sista/>.
- [16] BHOKER, R. a J. P GAWANDE. Fetal ECG Extraction Using Wavelet Transform [online]. 2013 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: http://www.irdindia.in/journal_itsi/pdf/vol1_iss4/5.pdf.
- [17] SILVA, I.; BEHAR, J.; SAMENI, R.; ZHU, T.; OSTER, J.; G. D. CLIFFORD a G. B. MOODY. Noninvasive fetal ECG: The physionet/computing in cardiology challenge 2013. In Proceedings of the IEEE In Computing in Cardiology Conference (CinC), Zaragoza, Spain, 22–25 September 2013; pp. 149–152.
- [18] PIERI J. E., CROWE J. A., HAYES-GILL B. R., SPENCER C. J., BHOGAL K., JAMES D. K. Compact long-term recorder for the transabdominal foetal and maternal electrocardiogram. *Med Biol Eng Comput.* 2001; 39: 118-25.
- [19] J. H. VAN BEMMEL, Detection of weak foetal electro-cardiograms by autocorrelation and crosscorrelation of envelopes, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-15 (1) (1968) 17–23.
- [20] LEVKOV, C., G. MIHOV, R. IVANOV, I. DASKALOV, I. CHRISTOV a I. DOTSINSKY. Removal of power-line interference from the ECG: a review of the subtraction procedure, *BioMed. Eng. Online* 4 (4) (2005) 50.
- [21] E. H. HON, S. T. LEE, Averaging techniques in fetal electrocardiography, *Med. Biol. Eng. Comput.* 2 (1) (1964) 71–76.
- [22] SU, L. a H. T. WU. Extract fetal ECG from single-lead abdominal ECG by De-Shape short time Fourier transform and nonlocal median [online]. 2016 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/9e0e/34f844f605562dffbac37a7010168f0e601f.pdf>.
- [23] F. ANDREOTTI, J. BEHAR, S. ZAUNSEDER, J. OSTER a G. D. CLIFFORD. An open-source framework for stress-testing non-invasive foetal ECG extraction algorithms., *Physiol. Meas.* 37 (2016), no. 5, 627–648.
- [24] LEE, K. a B. LEE. Sequential Total Variation Denoising for the Extraction of Fetal ECG from Single-Channel Maternal Abdominal ECG. DOI: 10.3390/s16071020. ISBN 10.3390/s16071020. Dostupné také z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/16/7/1020>.
- [25] A. L. GOLDBERGER, L. A. N. AMARAL, L. GLASS, J. M. HAUSDORFF, P. Ch. IVANOV, R. G. MARK, J. E. MIETUS, G. B. MOODY, C. K. PENG a H. E. STANLEY. Physiobank, physiotoolkit, and physionet: Components of a new research resource for complex physiologic signals., *Circulation* 101 (2000), no. 23, e215 – e220.
- [26] MCSHARRY, P. E.; G. D. CLIFFORD. Tarassenko, L.; Smith, L. A. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2003, 50, 289–294.
- [27] TAN, B., Q. PENG, Jinrong LIN a Ming LI. A novel method for estimating source number of fetal ECG. DOI: 10.1109/WCSP.2015.7341070. ISBN 10.1109/WCSP.2015.7341070. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7341070/>.
- [28] HE, P. J., X. M. CHEN, Y. LIANG, H. Z. ZENG, W. P. SUNG a J. C. M. KAO. Extraction for fetal ECG using single channel blind source separation algorithm based on multi-algorithm fusion. DOI: 10.1051/mateconf/20164401026. ISBN 10.1051/mateconf/20164401026. Dostupné také z: <http://www.matec-conferences.org/10.1051/mateconf/20164401026>.
- [29] MOODY G. B., MARK R. G. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database. *IEEE Eng Med Biol* 2001; 20: 45-50.

- [30] BACHARAKIS, E., A. K. NANDI a V. ZARZOSO. Foetal ECG extraction using blind source separation methods [online]. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=7083076>.
- [31] AHUJA, E., F. I. SHAIKH. A Novel Approach to FEG Extraction based on Fast ICA [online]. 2016 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <https://www.irjet.net/archives/V3/i4/IRJET-V3I4584.pdf>.
- [32] GAO, P., E. C. CHANG a L. WYSE. Blind separation of fetal ECG from single mixture using SVD and ICA [online]. 2003 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://www.comp.nus.edu.sg/~changec/publications/P0861.pdf>.
- [33] LEACH, S. Singular Value Decomposition - A Primer [online]. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: http://www.dis.uniroma1.it/~visiope/Esercitazioni/es2008/es12_2/svd.pdf.
- [34] VARANINI, M., G. TARTARISCO, R. BALOCCHI, A. MACERATA, G. PIOGGIA a L. BILLECI. A new method for QRS complex detection in multichannel ECG: Application to self-monitoring of fetal health. DOI: 10.1016/j.compbimed.2016.04.008. ISBN 10.1016/j.compbimed.2016.04.008. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S001048251630097X>.
- [35] LIU, G., Y. LUAN. An adaptive integrated algorithm for noninvasive fetal ECG separation and noise reduction based on ICA-EEMD-WS. DOI: 10.1007/s11517-015-1389-1. ISBN 10.1007/s11517-015-1389-1. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-015-1389-1>.
- [36] AYAT, M., K. ASSALEH a H. AL-NASHASH. Extracting fetal ECG from a single maternal abdominal record. DOI: 10.1109/IEEEGCC.2015.7060027. ISBN 10.1109/IEEEGCC.2015.7060027. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7060027/>.
- [37] REDIF, S. Fetal electrocardiogram estimation using polynomial eigenvalue decomposition. DOI: 10.3906/elk-1401-19. ISBN 10.3906/elk-1401-19. Dostupné také z: <http://online.journals.tubitak.gov.tr/openDoiPdf.htm?mKodu=elk-1401-19>.
- [38] WALCZYNSKO, M. Analýza EEG signálu pomocí analýzy hlavních komponent (PCA). Brno, 2008. Bakalářská práce. Vedoucí práce Ing. Milan Rychtárik.
- [39] HYVARINEN, A., Erkki OJA. Independent component analysis: A Tutorial [online]. 1999 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://www.stat.ucla.edu/~yuille/courses/Stat161-261-Spring14/HyvO00-icatut.pdf>.
- [40] KAUR, G., A. K. MITTAL. A New Hybrid Wavelet Based Approach for Image Fusion [online]. [cit. 2016-12-30]. Dostupné z: https://www.ijirset.com/upload/2015/january/81_A%20NEW.pdf.
- [41] MILITKÝ, J., M. MELOUN, METODA HLAVNÍCH KOMPONENT A EXPLORATORNÍ ANALÝZA VÍCEROZMĚRNÝCH DAT [online]. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <https://meloun.upce.cz/docs/publication/127a.pdf>.
- [42] MARTINEK, R., M. KELNAR, P. KOUDELKA, J. VANUS, P. BILIK, P. JANKU, H. NAZERAN a J. ZIDEK. A novel LabVIEW-based multi-channel non-invasive abdominal maternal-fetal electrocardiogram signal generator [online]. [cit. 2016-12-30]. DOI: 10.1088/0967-3334/37/2/238. ISBN 10.1088/0967-3334/37/2/238. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/37/i=2/a=238?key=crossref.b5fbdf21e3809d22c39c7c527446f4fb>.

- [43] MARTINEK, R., M. KELNAR, P. VOJCINAK, P. KOUDELKA, J. VANUS, P. BILIK, P. JANKU, H. NAZERAN, J. ZIDEK. Virtual Simulator for The Generation of Patho-Physiological Foetal ECGs During the Prenatal Period. In Journal: Electronics Letters. Volume 51, Issue 22, 22 October 2015, pp. 1738–1740, print ISSN 0013-5194, online ISSN 1350-911X, DOI:10.1049/el.2015.2291.
- [44] Physionet. Abdominal and Direct Fetal Electrocardiogram Database [online]. 2016 [cit. 2017-04-14]. Dostupné z: <https://physionet.org/physiobank/database/adfecgdb/>.
- [45] KUBĚNA, Z. PREDZPRACOVÁNÍ EKG SIGNÁLU PRO DETEKCI VÝZNAMNÝCH BODU [online]. Brno, 2010 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=28869. BAKALÁRSKÁ PRÁCE. VYSOKÉ UCENÍ TECHNICKÉ V BRNE. Vedoucí práce Ing. MARTIN VÍTEK.
- [46] PAN, J. a W. J. TOMPKINS. A Real-Time QRS Detection Algorithm [online]. [cit. 2017-04-23]. DOI: 10.1109/TBME.1985.325532. ISBN 10.1109/TBME.1985.325532. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4122029/>.
- [47] Mathworks. [online]. 2014 [cit. 2015-04-22]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/45840-complete-pan-tompkins-implementation-ecg-qrs-detector>.
- [48] HYNDMAN, R. J. Moving averages [online]. 2009 [cit. 2017-04-24]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/28d1/2b5a7cb0d6399259718c408aaf99cac5e1ae.pdf>
- [49] FAJKUS, M., J. NEDOMA, R. MARTINEK, V. VASINEK, H. NAZERAN a P. SISKÁ. A Non-Invasive Multichannel Hybrid Fiber-Optic Sensor System for Vital Sign Monitoring [online]. [cit. 2017-04-18]. DOI: 10.3390/s17010111. ISBN 10.3390/s17010111. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/17/1/111>.
- [50] BLAND, J. M., D. G. ALTMAN. Measuring agreement in method comparison studies. Stat. Methods Med. Res. 1999, 8, 135–160.

Příloha A

K této práci je přiloženo CD obsahující syntetická data vygenerovaná generátorem a reálná data z klinické praxe poskytnutá databází adfecgdb a jsou na něm všechny vytvořené funkce pro vytvořené GUI a pro programy sloužící k testování metod. Všechny funkce a programy jsou vytvořeny programem MATLAB R2014a.

Obsah CD:

fig – složka obsahující uložené obrázky vygenerované programem MATLAB

realna_data – složka obsahující pět záznamů z databáze adfecgdb

synteticka_data – složka obsahující syntetická data na různých úrovních hladiny vstupních signálů

beatCounter – funkce sloužící ke stanovení HR

bland_altman – funkce provádějící Bland-Altmanovu statistiku pro metodu ICA a PCA

edfread – funkce sloužící k načtení dat ve formátu edf

hodnoceni_realna – program obsahující vložená vypočtená data na reálných záznamech

hodnoceni_synteticka – program obsahující vložená vypočtená data na syntetických záznamech

JAR0076_Diplomova_prace – uložená textová část diplomové práce v PDF/A

komponenty – funkce sloužící k přehození komponent

metodaICA – hlavní funkce provádějící algoritmus ICA metody

metodaPCA – hlavní funkce provádějící algoritmus PCA metody

nonadaptive_methods – vytvořené GUI pro vizuální hodnocení extrakce fEKG

pan_tompkin – funkce Pan-Tompkinsonova filtru pro detekování počtu R kmitů

predzpracovani – funkce provádějící předzpracování reálných dat pomocí FIR filtru

rDetector – starší verze funkce Pan-Tompkinsonova filtru pro určení amplitudy R kmitů

realna_data – program, kterým se provádí práce s reálnými daty a obsahuje vnořené funkce

spektrum – funkce provádějící Fourierovu transformaci pro vykreslení amplitudového spektra

synteticka_data – program, kterým se provádí práce se syntetickými daty a obsahuje vnořené funkce

zhodnoceni_bpm_ICA – program sloužící k hodnocení ICA metody na základě stanovení bpm

zhodnoceni_bpm_PCA – program sloužící k hodnocení PCA metody na základě stanovení bpm

zhodnoceni_nacteni – program sloužící pro načtení kombinací elektrod u syntetických dat

zhodnoceni_SNR_PCA – program sloužící k hodnocení PCA metody na základě stanovení SNR

Příloha B

V této příloze jsou Tabulky nezprůměrovaných vypočtených SNR při testování metody PCA. První sloupce tabulek vypočtených $\text{SNR}_{\text{výst}}$ a SNR obsahují kombinace elektrod. Dalších pět sloupců obsahuje vztažené hodnoty při extrahování fEKG k hodnotě SNR_{vst} použitých elektrod při dané úrovni kvality vstupních signálů. Poslední sloupec obsahuje zprůměrované hodnoty dané kombinace. Například při kombinaci čtyř elektrod číslo 2, 22, 48 a 74 u dané úrovně kvality vstupních signálů jsem extrahované fEKG při výpočtu $\text{SNR}_{\text{výst}}$ vztáhl v rovnici (4.47) ke čtyřem SNR_{vst} dané úrovně kvality vstupních signálů a vznikly čtyři výsledky. Výsledné SNR poté dostalo při odečtení $\text{SNR}_{\text{výst}}$ a SNR_{vst} při dané kombinaci na dané úrovni vstupních signálů také 4 výsledky.

Tab. 11: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů I.

Kombinace elektrod	$SNR_{výst}$ (I)					Průměr
2,22	-0,13	-0,13	NaN	NaN	NaN	-0,13
2,48	0,12	-0,15	NaN	NaN	NaN	-0,02
2,74	0,30	0,12	NaN	NaN	NaN	0,21
2,94	0,60	-1,66	NaN	NaN	NaN	-0,53
22,48	-0,60	0,02	NaN	NaN	NaN	-0,29
22,74	-0,29	-0,25	NaN	NaN	NaN	-0,27
22,94	0,33	-0,31	NaN	NaN	NaN	0,01
48,74	0,17	0,24	NaN	NaN	NaN	0,21
48,94	0,18	-1,88	NaN	NaN	NaN	-0,85
74,94	1,20	-2,16	NaN	NaN	NaN	-0,48
2,22,48	0,41	-0,69	0,11	NaN	NaN	-0,06
2,22,74	0,46	-0,80	0,42	NaN	NaN	0,03
2,22,94	-0,60	0,14	-0,40	NaN	NaN	-0,29
2,48,74	-0,04	0,21	0,23	NaN	NaN	0,13
2,48,94	0,81	0,16	-1,92	NaN	NaN	-0,32
2,74,94	1,09	0,74	-2,14	NaN	NaN	-0,11
22,48,74	-0,84	0,18	0,43	NaN	NaN	-0,08
22,48,94	-0,70	-0,07	-2,22	NaN	NaN	-1,00
22,74,94	0,19	-1,01	-1,00	NaN	NaN	-0,60
48,74,94	0,29	0,71	-1,90	NaN	NaN	-0,30
2,22,48,74	0,63	-0,91	0,25	0,56	NaN	0,13
2,22,48,94	0,44	-0,84	0,04	-2,24	NaN	-0,65
2,22,74,94	0,26	-0,80	0,02	-2,08	NaN	-0,65
2,48,74,94	0,93	0,27	0,67	-1,95	NaN	-0,02
22,48,74,94	-1,04	0,14	0,30	-2,53	NaN	-0,78
2,22,48,74,94	0,75	-1,11	0,21	0,45	-2,54	-0,45

Tab. 12: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů I.

Kombinace elektrod	SNR (I)					Průměr
2,22	-4,19	-6,93	NaN	NaN	NaN	-5,56
2,48	-3,94	-10,23	NaN	NaN	NaN	-7,08
2,74	-3,76	-0,62	NaN	NaN	NaN	-2,19
2,94	-3,46	-1,48	NaN	NaN	NaN	-2,47
22,48	-7,40	-10,06	NaN	NaN	NaN	-8,73
22,74	-7,08	-0,98	NaN	NaN	NaN	-4,03
22,94	-6,46	-0,14	NaN	NaN	NaN	-3,30
48,74	-9,90	-0,49	NaN	NaN	NaN	-5,19
48,94	-9,90	-1,71	NaN	NaN	NaN	-5,80
74,94	0,46	-1,99	NaN	NaN	NaN	-0,76
2,22,48	-3,65	-7,48	-9,96	NaN	NaN	-7,03
2,22,74	-3,60	-7,60	-0,31	NaN	NaN	-3,84
2,22,94	-4,66	-6,66	-0,23	NaN	NaN	-3,85
2,48,74	-4,09	-9,86	-0,51	NaN	NaN	-4,82
2,48,94	-3,25	-9,92	-1,74	NaN	NaN	-4,97
2,74,94	-2,97	0,00	-1,96	NaN	NaN	-1,64
22,48,74	-7,64	-9,90	-0,30	NaN	NaN	-5,95
22,48,94	-7,50	-10,15	-2,04	NaN	NaN	-6,56
22,74,94	-6,60	-1,74	-0,82	NaN	NaN	-3,05
48,74,94	-9,79	-0,03	-1,72	NaN	NaN	-3,85
2,22,48,74	-3,43	-7,70	-9,83	-0,17	NaN	-5,28
2,22,48,94	-3,62	-7,64	-10,03	-2,06	NaN	-5,84
2,22,74,94	-3,80	-7,59	-0,71	-1,90	NaN	-3,50
2,48,74,94	-3,12	-9,81	-0,06	-1,77	NaN	-3,69
22,48,74,94	-7,83	-9,94	-0,43	-2,35	NaN	-5,14
2,22,48,74,94	-3,31	-7,91	-9,86	-0,28	-2,36	-4,74

Tab. 13: Vypočtené hodnoty $\text{SNR}_{\text{výst}}$ pro úroveň kvality vstupních signálů II.

Kombinace elektrod	$\text{SNR}_{\text{výst}}$ (II)					Průměr
2,22	4,02	-2,45	NaN	NaN	NaN	0,79
2,48	0,00	0,28	NaN	NaN	NaN	0,14
2,74	-0,51	-0,40	NaN	NaN	NaN	-0,45
2,94	2,22	-2,81	NaN	NaN	NaN	-0,29
22,48	-1,87	0,72	NaN	NaN	NaN	-0,57
22,74	3,20	-2,92	NaN	NaN	NaN	0,14
22,94	0,73	0,19	NaN	NaN	NaN	0,46
48,74	-0,50	-1,00	NaN	NaN	NaN	-0,75
48,94	0,79	-2,68	NaN	NaN	NaN	-0,94
74,94	1,89	-2,33	NaN	NaN	NaN	-0,22
2,22,48	2,06	-2,07	0,99	NaN	NaN	0,32
2,22,74	3,45	-2,39	3,81	NaN	NaN	1,62
2,22,94	-2,72	3,13	3,13	NaN	NaN	1,18
2,48,74	0,51	0,52	0,88	NaN	NaN	0,64
2,48,94	1,96	0,79	-2,68	NaN	NaN	0,03
2,74,94	2,17	1,92	-2,79	NaN	NaN	0,43
22,48,74	-2,30	1,26	3,01	NaN	NaN	0,65
22,48,94	-2,75	1,55	-4,31	NaN	NaN	-1,84
22,74,94	3,29	-2,99	2,55	NaN	NaN	0,95
48,74,94	0,96	2,29	-2,71	NaN	NaN	0,18
2,22,48,74	2,67	-2,31	1,27	3,05	NaN	1,17
2,22,48,94	3,37	-2,70	1,44	-4,30	NaN	-0,54
2,22,74,94	-3,08	3,89	-3,34	3,30	NaN	0,19
2,48,74,94	2,17	0,93	2,23	-2,76	NaN	0,64
22,48,74,94	-2,82	1,69	4,34	-4,34	NaN	-0,28
2,22,48,74,94	3,76	-2,79	1,60	4,01	-4,37	0,44

Tab. 14: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů II.

Kombinace elektrod	SNR (II)					Průměr
2,22	7,11	-2,28	NaN	NaN	NaN	2,42
2,48	3,09	-2,31	NaN	NaN	NaN	0,39
2,74	2,58	6,28	NaN	NaN	NaN	4,43
2,94	5,31	4,14	NaN	NaN	NaN	4,73
22,48	-1,70	-1,87	NaN	NaN	NaN	-1,78
22,74	3,38	3,76	NaN	NaN	NaN	3,57
22,94	0,91	7,14	NaN	NaN	NaN	4,03
48,74	-3,09	5,68	NaN	NaN	NaN	1,29
48,94	-1,80	4,27	NaN	NaN	NaN	1,24
74,94	8,57	4,62	NaN	NaN	NaN	6,60
2,22,48	5,15	-1,90	-1,60	NaN	NaN	0,55
2,22,74	6,54	-2,22	10,49	NaN	NaN	4,94
2,22,94	0,37	3,31	10,08	NaN	NaN	4,59
2,48,74	3,60	-2,08	7,56	NaN	NaN	3,03
2,48,94	5,05	-1,80	4,27	NaN	NaN	2,51
2,74,94	5,26	8,60	4,16	NaN	NaN	6,01
22,48,74	-2,13	-1,34	9,69	NaN	NaN	2,08
22,48,94	-2,57	-1,05	2,64	NaN	NaN	-0,32
22,74,94	3,47	3,69	9,50	NaN	NaN	5,56
48,74,94	-1,64	8,97	4,24	NaN	NaN	3,86
2,22,48,74	5,76	-2,14	-1,32	9,73	NaN	3,01
2,22,48,94	6,46	-2,52	-1,15	2,65	NaN	1,36
2,22,74,94	0,01	4,06	3,34	10,25	NaN	4,42
2,48,74,94	5,26	-1,66	8,91	4,19	NaN	4,17
22,48,74,94	-2,64	-0,90	11,02	2,61	NaN	2,52
2,22,48,74,94	6,85	-2,61	-1,00	10,69	2,59	3,30

Tab. 15: Vypočtené hodnoty $\text{SNR}_{\text{výst}}$ pro úroveň kvality vstupních signálů III.

Kombinace elektrod	$\text{SNR}_{\text{výst}}$ (III)					Průměr
2,22	4,08	-2,46	NaN	NaN	NaN	0,81
2,48	-0,57	-0,50	NaN	NaN	NaN	-0,53
2,74	-0,60	-0,49	NaN	NaN	NaN	-0,55
2,94	2,45	-2,99	NaN	NaN	NaN	-0,27
22,48	3,99	-1,72	NaN	NaN	NaN	1,14
22,74	-2,36	4,12	NaN	NaN	NaN	0,88
22,94	0,94	0,49	NaN	NaN	NaN	0,71
48,74	-0,74	-1,52	NaN	NaN	NaN	-1,13
48,94	1,28	-3,23	NaN	NaN	NaN	-0,98
74,94	1,94	-2,43	NaN	NaN	NaN	-0,25
2,22,48	-3,20	3,91	-1,70	NaN	NaN	-0,33
2,22,74	-2,91	3,63	-3,16	NaN	NaN	-0,81
2,22,94	-2,83	3,43	3,79	NaN	NaN	1,46
2,48,74	-1,21	-0,76	-1,55	NaN	NaN	-1,17
2,48,94	-2,37	-1,18	2,38	NaN	NaN	-0,39
2,74,94	2,49	2,22	-3,02	NaN	NaN	0,56
22,48,74	-2,89	1,96	5,44	NaN	NaN	1,51
22,48,94	-3,13	2,26	-4,63	NaN	NaN	-1,84
22,74,94	-2,42	4,21	-3,72	NaN	NaN	-0,64
48,74,94	-1,24	-2,64	2,07	NaN	NaN	-0,60
2,22,48,74	4,47	-2,90	1,93	5,33	NaN	2,21
2,22,48,94	-3,62	4,94	-1,92	1,80	NaN	0,30
2,22,74,94	4,86	-2,78	4,96	-4,42	NaN	0,66
2,48,74,94	3,12	1,32	3,36	-3,32	NaN	1,12
22,48,74,94	4,80	-1,90	-3,92	1,55	NaN	0,13
2,22,48,74,94	5,67	-3,23	2,19	6,38	-4,95	1,21

Tab. 16: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů III.

Kombinace elektrod	SNR (III)					Průměr
2,22	10,95	1,56	NaN	NaN	NaN	6,25
2,48	6,30	0,58	NaN	NaN	NaN	3,44
2,74	6,27	9,87	NaN	NaN	NaN	8,07
2,94	9,32	8,00	NaN	NaN	NaN	8,66
22,48	8,01	-0,64	NaN	NaN	NaN	3,68
22,74	1,66	14,48	NaN	NaN	NaN	8,07
22,94	4,96	11,48	NaN	NaN	NaN	8,22
48,74	0,34	8,84	NaN	NaN	NaN	4,59
48,94	2,35	7,76	NaN	NaN	NaN	5,06
74,94	12,30	8,56	NaN	NaN	NaN	10,43
2,22,48	3,67	7,93	-0,62	NaN	NaN	3,66
2,22,74	3,96	7,65	7,20	NaN	NaN	6,27
2,22,94	4,04	7,44	14,77	NaN	NaN	8,75
2,48,74	5,66	0,31	8,82	NaN	NaN	4,93
2,48,94	4,50	-0,10	13,37	NaN	NaN	5,92
2,74,94	9,36	12,58	7,97	NaN	NaN	9,97
22,48,74	1,13	3,04	15,80	NaN	NaN	6,66
22,48,94	0,89	3,33	6,36	NaN	NaN	3,53
22,74,94	1,60	14,57	7,27	NaN	NaN	7,81
48,74,94	-0,16	7,72	13,06	NaN	NaN	6,87
2,22,48,74	11,34	1,12	3,01	15,69	NaN	7,79
2,22,48,94	3,25	8,96	-0,84	12,79	NaN	6,04
2,22,74,94	11,73	1,24	15,32	6,57	NaN	8,71
2,48,74,94	9,99	2,39	13,72	7,68	NaN	8,44
22,48,74,94	8,82	-0,83	6,44	12,54	NaN	6,74
2,22,48,74,94	12,54	0,79	3,27	16,74	6,04	7,88

Tab. 17: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů IV.

Kombinace elektrod	$SNR_{výst}$ (IV)					Průměr
2,22	-2,80	3,41	NaN	NaN	NaN	0,31
2,48	-0,72	-0,55	NaN	NaN	NaN	-0,63
2,74	0,62	0,45	NaN	NaN	NaN	0,53
2,94	-1,97	3,60	NaN	NaN	NaN	0,81
22,48	4,29	-1,76	NaN	NaN	NaN	1,26
22,74	-2,37	3,93	NaN	NaN	NaN	0,78
22,94	1,07	0,64	NaN	NaN	NaN	0,85
48,74	0,83	1,78	NaN	NaN	NaN	1,31
48,94	-1,26	2,18	NaN	NaN	NaN	0,46
74,94	1,90	-2,46	NaN	NaN	NaN	-0,28
2,22,48	-3,37	4,39	-1,76	NaN	NaN	-0,25
2,22,74	4,24	-2,61	4,51	NaN	NaN	2,05
2,22,94	4,23	-2,52	-4,05	NaN	NaN	-0,78
2,48,74	1,33	0,85	1,80	NaN	NaN	1,33
2,48,94	-2,53	-1,25	2,46	NaN	NaN	-0,44
2,74,94	2,55	2,25	-3,06	NaN	NaN	0,58
22,48,74	-2,98	2,01	5,81	NaN	NaN	1,61
22,48,94	-3,13	2,18	-4,62	NaN	NaN	-1,86
22,74,94	-2,45	4,03	-3,77	NaN	NaN	-0,73
48,74,94	-1,28	-2,75	2,01	NaN	NaN	-0,67
2,22,48,74	4,95	-3,02	2,00	5,84	NaN	2,45
2,22,48,94	5,91	-3,28	2,20	-4,97	NaN	-0,04
2,22,74,94	-3,16	4,01	-3,37	3,31	NaN	0,20
2,48,74,94	-2,56	-1,28	-2,77	2,34	NaN	-1,07
22,48,74,94	-3,21	2,18	6,47	-4,80	NaN	0,16
2,22,48,74,94	5,94	-3,30	2,19	6,57	-5,01	1,28

Tab. 18: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů IV.

Kombinace elektrod	SNR (IV)					Průměr
2,22	10,38	13,62	NaN	NaN	NaN	12,00
2,48	12,46	6,68	NaN	NaN	NaN	9,57
2,74	13,80	17,10	NaN	NaN	NaN	15,45
2,94	11,21	20,71	NaN	NaN	NaN	15,96
22,48	14,50	5,47	NaN	NaN	NaN	9,99
22,74	7,84	20,58	NaN	NaN	NaN	14,21
22,94	11,28	17,75	NaN	NaN	NaN	14,52
48,74	8,07	18,44	NaN	NaN	NaN	13,26
48,94	5,97	19,29	NaN	NaN	NaN	12,63
74,94	18,55	14,65	NaN	NaN	NaN	16,60
2,22,48	9,81	14,60	5,47	NaN	NaN	9,96
2,22,74	17,42	7,60	21,16	NaN	NaN	15,39
2,22,94	17,41	7,69	13,06	NaN	NaN	12,72
2,48,74	14,51	8,09	18,45	NaN	NaN	13,68
2,48,94	10,65	5,98	19,58	NaN	NaN	12,07
2,74,94	15,73	18,91	14,05	NaN	NaN	16,23
22,48,74	7,23	9,24	22,47	NaN	NaN	12,98
22,48,94	7,08	9,41	12,49	NaN	NaN	9,66
22,74,94	7,76	20,68	13,34	NaN	NaN	13,93
48,74,94	5,96	13,90	19,13	NaN	NaN	13,00
2,22,48,74	18,13	7,19	9,24	22,50	NaN	14,27
2,22,48,94	19,08	6,93	9,43	12,14	NaN	11,90
2,22,74,94	10,02	14,22	13,28	20,42	NaN	14,49
2,48,74,94	10,62	5,96	13,88	19,45	NaN	12,48
22,48,74,94	7,00	9,41	23,12	12,31	NaN	12,96
2,22,48,74,94	19,12	6,91	9,42	23,22	12,10	14,16

Tab. 19: Vypočtené hodnoty $\text{SNR}_{\text{výst}}$ pro úroveň kvality vstupních signálů V.

Kombinace elektrod	$\text{SNR}_{\text{výst}}$ (V)					Průměr
2,22	-2,82	3,36	NaN	NaN	NaN	0,27
2,48	0,64	0,58	NaN	NaN	NaN	0,61
2,74	-0,71	-0,62	NaN	NaN	NaN	-0,67
2,94	-2,00	3,30	NaN	NaN	NaN	0,65
22,48	-3,01	1,93	NaN	NaN	NaN	-0,54
22,74	-2,42	3,50	NaN	NaN	NaN	0,54
22,94	-1,04	-1,26	NaN	NaN	NaN	-1,15
48,74	0,82	1,77	NaN	NaN	NaN	1,30
48,94	1,34	-3,43	NaN	NaN	NaN	-1,05
74,94	1,76	-2,59	NaN	NaN	NaN	-0,41
2,22,48	-3,44	4,47	-1,73	NaN	NaN	-0,23
2,22,74	4,02	-2,64	4,13	NaN	NaN	1,84
2,22,94	-2,90	3,42	3,54	NaN	NaN	1,35
2,48,74	1,37	0,81	1,74	NaN	NaN	1,31
2,48,94	3,41	1,31	-3,57	NaN	NaN	0,38
2,74,94	2,50	2,15	-3,14	NaN	NaN	0,50
22,48,74	4,31	-1,72	-3,71	NaN	NaN	-0,37
22,48,94	4,56	-1,81	1,10	NaN	NaN	1,28
22,74,94	-2,51	3,55	-3,98	NaN	NaN	-0,98
48,74,94	-1,26	-2,79	1,79	NaN	NaN	-0,75
2,22,48,74	5,01	-3,08	1,92	5,71	NaN	2,39
2,22,48,94	-3,71	4,99	-1,86	1,50	NaN	0,23
2,22,74,94	4,51	-2,83	4,32	-4,53	NaN	0,37
2,48,74,94	-2,62	-1,26	-2,81	2,11	NaN	-1,15
22,48,74,94	-3,25	2,04	5,99	-4,90	NaN	-0,03
2,22,48,74,94	-3,75	5,02	-1,87	-4,04	1,47	-0,63

Tab. 20: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů V.

Kombinace elektrod	SNR (V)					Průměr
2,22	13,94	17,35	NaN	NaN	NaN	15,65
2,48	17,40	11,23	NaN	NaN	NaN	14,32
2,74	16,05	19,43	NaN	NaN	NaN	17,74
2,94	14,76	24,21	NaN	NaN	NaN	19,49
22,48	10,98	12,59	NaN	NaN	NaN	11,79
22,74	11,57	23,55	NaN	NaN	NaN	17,56
22,94	12,95	19,65	NaN	NaN	NaN	16,30
48,74	11,48	21,82	NaN	NaN	NaN	16,65
48,94	12,00	17,48	NaN	NaN	NaN	14,74
74,94	21,81	18,32	NaN	NaN	NaN	20,07
2,22,48	13,32	18,46	8,92	NaN	NaN	13,57
2,22,74	20,78	11,35	24,18	NaN	NaN	18,77
2,22,94	13,86	17,41	24,45	NaN	NaN	18,57
2,48,74	18,13	11,47	21,79	NaN	NaN	17,13
2,48,94	20,17	11,97	17,34	NaN	NaN	16,49
2,74,94	19,25	22,20	17,77	NaN	NaN	19,74
22,48,74	18,30	8,94	16,34	NaN	NaN	14,53
22,48,94	18,55	8,85	22,01	NaN	NaN	16,47
22,74,94	11,48	23,60	16,93	NaN	NaN	17,34
48,74,94	9,39	17,26	22,70	NaN	NaN	16,45
2,22,48,74	21,77	10,92	12,58	25,76	NaN	17,76
2,22,48,94	13,04	18,98	8,80	22,41	NaN	15,81
2,22,74,94	21,26	11,16	24,37	16,38	NaN	18,29
2,48,74,94	14,14	9,40	17,24	23,02	NaN	15,95
22,48,74,94	10,75	12,69	26,04	16,01	NaN	16,37
2,22,48,74,94	13,01	19,02	8,79	16,01	22,38	15,84

Tab. 21: Vypočtené hodnoty $\text{SNR}_{\text{výst}}$ pro úroveň kvality vstupních signálů VI.

Kombinace elektrod	$\text{SNR}_{\text{výst}} \text{ (VI)}$					Průměr
2,22	-2,83	3,18	NaN	NaN	NaN	0,17
2,48	-0,87	-0,59	NaN	NaN	NaN	-0,73
2,74	0,25	0,03	NaN	NaN	NaN	0,14
2,94	2,12	-3,29	NaN	NaN	NaN	-0,58
22,48	4,19	-1,71	NaN	NaN	NaN	1,24
22,74	2,45	-3,15	NaN	NaN	NaN	-0,35
22,94	1,05	0,43	NaN	NaN	NaN	0,74
48,74	-0,84	-1,90	NaN	NaN	NaN	-1,37
48,94	1,31	-3,56	NaN	NaN	NaN	-1,12
74,94	-1,86	1,50	NaN	NaN	NaN	-0,18
2,22,48	4,92	-3,09	1,89	NaN	NaN	1,24
2,22,74	2,87	-2,65	2,84	NaN	NaN	1,02
2,22,94	-2,90	3,19	3,12	NaN	NaN	1,14
2,48,74	-1,59	-0,74	-1,79	NaN	NaN	-1,37
2,48,94	3,25	1,22	-3,79	NaN	NaN	0,23
2,74,94	2,20	1,85	-3,33	NaN	NaN	0,24
22,48,74	3,72	-1,66	-3,67	NaN	NaN	-0,54
22,48,94	4,44	-1,78	1,06	NaN	NaN	1,24
22,74,94	-2,67	2,52	-4,56	NaN	NaN	-1,57
48,74,94	1,32	3,42	-3,52	NaN	NaN	0,40
2,22,48,74	4,21	-3,05	1,72	4,49	NaN	1,84
2,22,48,94	5,56	-3,30	2,00	-5,20	NaN	-0,24
2,22,74,94	3,33	-2,86	3,07	-4,84	NaN	-0,33
2,48,74,94	3,00	1,20	2,97	-3,74	NaN	0,86
22,48,74,94	4,09	-1,79	-3,92	0,56	NaN	-0,26
2,22,48,74,94	-3,75	4,42	-1,83	-4,01	0,86	-0,86

Tab. 22: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů VI.

Kombinace elektrod	SNR (VI)					Průměr
2,22	18,54	25,57	NaN	NaN	NaN	22,06
2,48	20,50	26,92	NaN	NaN	NaN	23,71
2,74	21,62	24,69	NaN	NaN	NaN	23,16
2,94	23,49	24,37	NaN	NaN	NaN	23,93
22,48	22,75	22,65	NaN	NaN	NaN	22,70
22,74	21,01	17,62	NaN	NaN	NaN	19,32
22,94	19,61	21,74	NaN	NaN	NaN	20,68
48,74	14,38	14,64	NaN	NaN	NaN	14,51
48,94	16,53	24,65	NaN	NaN	NaN	20,59
74,94	22,77	22,42	NaN	NaN	NaN	22,60
2,22,48	26,29	13,51	17,11	NaN	NaN	18,97
2,22,74	24,24	21,48	27,47	NaN	NaN	24,40
2,22,94	18,47	26,14	28,83	NaN	NaN	24,48
2,48,74	19,78	22,72	22,84	NaN	NaN	21,78
2,48,94	24,62	22,15	21,92	NaN	NaN	22,90
2,74,94	23,57	27,21	22,38	NaN	NaN	24,39
22,48,74	22,28	15,47	20,95	NaN	NaN	19,57
22,48,94	23,01	15,91	26,76	NaN	NaN	21,89
22,74,94	15,89	21,75	21,15	NaN	NaN	19,60
48,74,94	16,54	14,48	22,18	NaN	NaN	17,73
2,22,48,74	18,54	16,45	16,94	29,12	NaN	20,26
2,22,48,94	20,50	26,47	17,22	20,51	NaN	21,18
2,22,74,94	21,62	13,56	27,69	20,87	NaN	20,94
2,48,74,94	23,49	13,44	27,60	21,97	NaN	21,63
22,48,74,94	22,75	27,14	20,71	26,27	NaN	24,22
2,22,48,74,94	21,01	28,04	13,39	20,61	26,57	21,92

Tab. 23: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů VII.

Kombinace elektrod	$SNR_{výst}$ (VII)					Průměr
2,22	-2,97	2,84	NaN	NaN	NaN	-0,07
2,48	-0,90	-0,61	NaN	NaN	NaN	-0,75
2,74	-0,37	-0,62	NaN	NaN	NaN	-0,50
2,94	-2,34	0,69	NaN	NaN	NaN	-0,82
22,48	-3,07	1,88	NaN	NaN	NaN	-0,59
22,74	-3,00	0,39	NaN	NaN	NaN	-1,31
22,94	0,74	-0,25	NaN	NaN	NaN	0,24
48,74	-1,07	-2,51	NaN	NaN	NaN	-1,79
48,94	1,35	-3,77	NaN	NaN	NaN	-1,21
74,94	0,52	-3,81	NaN	NaN	NaN	-1,65
2,22,48	-3,57	3,98	-1,78	NaN	NaN	-0,46
2,22,74	0,25	-2,85	-0,16	NaN	NaN	-0,92
2,22,94	3,06	-2,66	-4,60	NaN	NaN	-1,40
2,48,74	-2,21	-0,99	-2,57	NaN	NaN	-1,92
2,48,94	2,49	1,08	-4,22	NaN	NaN	-0,22
2,74,94	-1,54	-1,71	-1,98	NaN	NaN	-1,74
22,48,74	0,61	-1,39	-3,59	NaN	NaN	-1,46
22,48,94	4,24	-1,84	0,62	NaN	NaN	1,00
22,74,94	0,94	-3,94	-2,62	NaN	NaN	-1,88
48,74,94	-0,04	-0,97	-2,32	NaN	NaN	-1,11
2,22,48,74	-0,11	-2,70	0,29	-0,55	NaN	-0,77
2,22,48,94	4,68	-3,41	1,90	-5,43	NaN	-0,56
2,22,74,94	0,56	-3,11	0,04	-5,78	NaN	-2,07
2,48,74,94	-0,12	0,35	-0,21	-3,77	NaN	-0,94
22,48,74,94	-3,17	0,69	0,22	-5,83	NaN	-2,02
2,22,48,74,94	0,61	-3,13	0,63	0,09	-5,79	-1,52

Tab. 24: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů VII.

Kombinace elektrod	SNR (VII)					Průměr
2,22	26,01	29,00	NaN	NaN	NaN	27,51
2,48	28,08	22,33	NaN	NaN	NaN	25,21
2,74	28,60	31,60	NaN	NaN	NaN	30,10
2,94	26,64	33,76	NaN	NaN	NaN	30,20
22,48	23,09	24,82	NaN	NaN	NaN	23,96
22,74	23,16	32,60	NaN	NaN	NaN	27,88
22,94	26,90	32,82	NaN	NaN	NaN	29,86
48,74	21,87	29,71	NaN	NaN	NaN	25,79
48,94	24,29	29,30	NaN	NaN	NaN	26,80
74,94	32,74	29,26	NaN	NaN	NaN	31,00
2,22,48	25,41	30,14	21,15	NaN	NaN	25,57
2,22,74	29,22	23,32	32,06	NaN	NaN	28,20
2,22,94	32,03	23,50	28,47	NaN	NaN	28,00
2,48,74	26,77	21,95	29,65	NaN	NaN	26,12
2,48,94	31,46	24,02	28,85	NaN	NaN	28,11
2,74,94	27,43	30,50	31,09	NaN	NaN	29,67
22,48,74	26,77	21,55	28,62	NaN	NaN	25,65
22,48,94	30,40	21,09	33,69	NaN	NaN	28,39
22,74,94	27,10	28,27	30,45	NaN	NaN	28,61
48,74,94	22,89	31,25	30,75	NaN	NaN	28,30
2,22,48,74	28,87	23,46	23,23	31,67	NaN	26,81
2,22,48,94	33,65	22,75	24,84	27,64	NaN	27,22
2,22,74,94	29,53	23,06	32,26	27,29	NaN	28,04
2,48,74,94	28,86	23,29	32,01	29,30	NaN	28,37
22,48,74,94	22,99	23,62	32,44	27,24	NaN	26,57
2,22,48,74,94	29,58	23,04	23,57	32,31	27,28	27,16

Tab. 25: Vypočtené hodnoty $SNR_{výst}$ pro úroveň kvality vstupních signálů VIII.

Kombinace elektrod	$SNR_{výst}$ (VIII)					Průměr
2,22	-3,30	1,57	NaN	NaN	NaN	-0,87
2,48	-1,05	-0,71	NaN	NaN	NaN	-0,88
2,74	-2,12	-2,74	NaN	NaN	NaN	-2,43
2,94	-0,13	-5,34	NaN	NaN	NaN	-2,74
22,48	-3,21	1,74	NaN	NaN	NaN	-0,74
22,74	-1,95	-5,51	NaN	NaN	NaN	-3,73
22,94	-1,64	-3,35	NaN	NaN	NaN	-2,50
48,74	0,15	-1,59	NaN	NaN	NaN	-0,72
48,94	1,17	-4,53	NaN	NaN	NaN	-1,68
74,94	-1,88	-5,71	NaN	NaN	NaN	-3,80
2,22,48	2,16	-3,35	1,42	NaN	NaN	0,08
2,22,74	-3,50	-4,18	-4,20	NaN	NaN	-3,96
2,22,94	0,41	-2,91	-5,64	NaN	NaN	-2,71
2,48,74	-3,98	-1,76	-4,56	NaN	NaN	-3,43
2,48,94	0,19	0,42	-5,58	NaN	NaN	-1,66
2,74,94	-2,78	-3,29	-5,73	NaN	NaN	-3,93
22,48,74	-2,79	-2,03	-5,39	NaN	NaN	-3,40
22,48,94	3,16	-1,99	-0,93	NaN	NaN	0,08
22,74,94	-2,25	-5,79	-7,18	NaN	NaN	-5,07
48,74,94	-1,27	-3,65	-5,94	NaN	NaN	-3,62
2,22,48,74	-4,79	-3,17	-2,02	-5,46	NaN	-3,86
2,22,48,94	1,36	-3,58	1,11	-6,23	NaN	-1,83
2,22,74,94	-3,47	-4,37	-4,21	-8,39	NaN	-5,11
2,48,74,94	-3,85	-1,67	-4,45	-6,27	NaN	-4,06
22,48,74,94	-4,30	-1,12	-4,32	-8,39	NaN	-4,53
2,22,48,74,94	-4,96	-3,07	-2,14	-5,62	-7,78	-4,71

Tab. 26: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů VIII.

Kombinace elektrod	SNR (VIII)					Průměr
2,22	29,31	31,44	NaN	NaN	NaN	30,38
2,48	31,56	26,19	NaN	NaN	NaN	28,88
2,74	30,49	33,28	NaN	NaN	NaN	31,89
2,94	32,48	31,38	NaN	NaN	NaN	31,93
22,48	26,66	28,63	NaN	NaN	NaN	27,65
22,74	27,92	30,50	NaN	NaN	NaN	29,21
22,94	28,23	33,36	NaN	NaN	NaN	30,80
48,74	27,05	34,42	NaN	NaN	NaN	30,74
48,94	28,06	32,19	NaN	NaN	NaN	30,13
74,94	34,13	31,00	NaN	NaN	NaN	32,57
2,22,48	34,77	26,52	28,31	NaN	NaN	29,87
2,22,74	29,11	25,69	31,81	NaN	NaN	28,87
2,22,94	33,02	26,96	31,08	NaN	NaN	30,35
2,48,74	28,63	25,13	31,45	NaN	NaN	28,40
2,48,94	32,80	27,32	31,13	NaN	NaN	30,42
2,74,94	29,83	32,73	30,99	NaN	NaN	31,18
22,48,74	27,08	24,87	30,62	NaN	NaN	27,52
22,48,94	33,03	24,91	35,78	NaN	NaN	31,24
22,74,94	27,63	30,23	29,54	NaN	NaN	29,13
48,74,94	25,63	32,37	30,77	NaN	NaN	29,59
2,22,48,74	27,82	26,70	24,87	30,55	NaN	27,49
2,22,48,94	33,97	26,30	28,00	30,48	NaN	29,69
2,22,74,94	29,14	25,50	31,80	28,33	NaN	28,69
2,48,74,94	28,76	25,23	31,56	30,45	NaN	29,00
22,48,74,94	25,57	25,78	31,69	28,32	NaN	27,84
2,22,48,74,94	27,65	26,80	24,75	30,39	28,94	27,71

Tab. 27: Vypočtené hodnoty $\text{SNR}_{\text{výst}}$ pro úroveň kvality vstupních signálů IX.

Kombinace elektrod	$\text{SNR}_{\text{výst}} \text{ (IX)}$					Průměr
2,22	-4,51	-0,74	NaN	NaN	NaN	-2,63
2,48	-0,12	0,33	NaN	NaN	NaN	0,10
2,74	-5,86	-6,37	NaN	NaN	NaN	-6,12
2,94	-4,98	-7,31	NaN	NaN	NaN	-6,15
22,48	0,75	-1,96	NaN	NaN	NaN	-0,60
22,74	-5,83	-8,44	NaN	NaN	NaN	-7,13
22,94	-1,81	-5,90	NaN	NaN	NaN	-3,85
48,74	-2,43	-6,22	NaN	NaN	NaN	-4,32
48,94	-1,73	-4,66	NaN	NaN	NaN	-3,19
74,94	-5,18	-9,49	NaN	NaN	NaN	-7,34
2,22,48	-1,22	-4,21	0,23	NaN	NaN	-1,73
2,22,74	-8,19	-6,54	-8,79	NaN	NaN	-7,84
2,22,94	-3,05	-4,35	-8,60	NaN	NaN	-5,33
2,48,74	-6,19	-2,23	-6,79	NaN	NaN	-5,07
2,48,94	-3,13	-0,72	-8,68	NaN	NaN	-4,18
2,74,94	-5,89	-6,45	-10,12	NaN	NaN	-7,49
22,48,74	-7,09	-3,25	-8,32	NaN	NaN	-6,22
22,48,94	-2,59	-0,71	-6,24	NaN	NaN	-3,18
22,74,94	-7,26	-8,05	-12,65	NaN	NaN	-9,32
48,74,94	-2,16	-6,44	-10,17	NaN	NaN	-6,26
2,22,48,74	-8,00	-7,27	-3,51	-8,67	NaN	-6,86
2,22,48,94	-5,52	-2,06	-2,33	-7,42	NaN	-4,33
2,22,74,94	-7,71	-7,33	-8,39	-12,82	NaN	-9,06
2,48,74,94	-6,41	-2,39	-6,99	-11,12	NaN	-6,73
22,48,74,94	-7,31	-3,30	-8,45	-12,84	NaN	-7,98
2,22,48,74,94	-8,01	-7,37	-3,49	-8,69	-12,97	-8,11

Tab. 28: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů IX.

Kombinace elektrod	SNR (IX)					Průměr
2,22	33,32	34,26	NaN	NaN	NaN	33,79
2,48	37,71	31,74	NaN	NaN	NaN	34,73
2,74	31,97	34,59	NaN	NaN	NaN	33,28
2,94	32,85	34,83	NaN	NaN	NaN	33,84
22,48	35,75	29,45	NaN	NaN	NaN	32,60
22,74	29,17	32,52	NaN	NaN	NaN	30,85
22,94	33,20	36,24	NaN	NaN	NaN	34,72
48,74	28,98	34,74	NaN	NaN	NaN	31,86
48,94	29,67	37,48	NaN	NaN	NaN	33,58
74,94	35,78	32,65	NaN	NaN	NaN	34,22
2,22,48	36,61	30,80	31,64	NaN	NaN	33,02
2,22,74	29,65	28,46	32,17	NaN	NaN	30,09
2,22,94	34,78	30,65	33,54	NaN	NaN	32,99
2,48,74	31,64	29,18	34,16	NaN	NaN	31,66
2,48,94	34,70	30,68	33,46	NaN	NaN	32,95
2,74,94	31,94	34,51	32,02	NaN	NaN	32,82
22,48,74	27,92	28,15	32,64	NaN	NaN	29,57
22,48,94	32,41	30,70	35,91	NaN	NaN	33,01
22,74,94	27,74	32,91	29,49	NaN	NaN	30,05
48,74,94	29,25	34,51	31,97	NaN	NaN	31,91
2,22,48,74	29,83	27,73	27,90	32,28	NaN	29,44
2,22,48,94	32,31	32,94	29,08	34,73	NaN	32,27
2,22,74,94	30,12	27,67	32,57	29,32	NaN	29,92
2,48,74,94	31,43	29,01	33,97	31,02	NaN	31,36
22,48,74,94	27,69	28,10	32,50	29,30	NaN	29,40
2,22,48,74,94	29,82	27,63	27,91	32,27	29,17	29,36

Tab. 29: Vypočtené hodnoty $\text{SNR}_{\text{výst}}$ pro úroveň kvality vstupních signálů X.

Kombinace elektrod	$\text{SNR}_{\text{výst}} (\text{X})$					Průměr
2,22	-6,46	-3,73	NaN	NaN	NaN	-5,09
2,48	-1,13	0,06	NaN	NaN	NaN	-0,54
2,74	-9,08	-9,96	NaN	NaN	NaN	-9,52
2,94	-7,45	-11,10	NaN	NaN	NaN	-9,27
22,48	-1,93	-2,86	NaN	NaN	NaN	-2,39
22,74	-10,32	-11,88	NaN	NaN	NaN	-11,10
22,94	-5,07	-9,67	NaN	NaN	NaN	-7,37
48,74	-4,47	-9,53	NaN	NaN	NaN	-7,00
48,94	-2,63	-7,95	NaN	NaN	NaN	-5,29
74,94	-9,47	-12,67	NaN	NaN	NaN	-11,07
2,22,48	-4,71	-5,89	-1,37	NaN	NaN	-3,99
2,22,74	-11,95	-10,43	-12,85	NaN	NaN	-11,74
2,22,94	-7,48	-5,64	-11,10	NaN	NaN	-8,08
2,48,74	-10,31	-5,62	-11,20	NaN	NaN	-9,04
2,48,94	-6,71	-2,79	-11,64	NaN	NaN	-7,05
2,74,94	-9,39	-10,27	-14,00	NaN	NaN	-11,22
22,48,74	-10,75	-6,56	-12,55	NaN	NaN	-9,95
22,48,94	-4,97	-2,03	-9,63	NaN	NaN	-5,55
22,74,94	-10,74	-12,35	-16,40	NaN	NaN	-13,16
48,74,94	-4,96	-10,41	-14,09	NaN	NaN	-9,82
2,22,48,74	-11,97	-11,03	-6,87	-12,91	NaN	-10,69
2,22,48,94	-7,74	-5,61	-3,83	-11,21	NaN	-7,10
2,22,74,94	-11,74	-10,95	-12,68	-16,66	NaN	-13,01
2,48,74,94	-10,30	-5,49	-11,19	-14,91	NaN	-10,47
22,48,74,94	-10,59	-7,08	-12,99	-16,52	NaN	-11,80
2,22,48,74,94	-12,00	-11,10	-6,89	-12,95	-16,86	-11,96

Tab. 30: Vypočtené hodnoty SNR pro úroveň kvality vstupních signálů X.

Kombinace elektrod	SNR (X)					Průměr
2,22	35,05	34,97	NaN	NaN	NaN	35,01
2,48	40,38	35,64	NaN	NaN	NaN	38,01
2,74	32,43	34,97	NaN	NaN	NaN	33,70
2,94	34,06	34,48	NaN	NaN	NaN	34,27
22,48	36,76	32,73	NaN	NaN	NaN	34,75
22,74	28,38	33,04	NaN	NaN	NaN	30,71
22,94	33,63	35,91	NaN	NaN	NaN	34,77
48,74	31,12	35,39	NaN	NaN	NaN	33,26
48,94	32,96	37,63	NaN	NaN	NaN	35,30
74,94	35,45	32,91	NaN	NaN	NaN	34,18
2,22,48	36,80	32,81	34,22	NaN	NaN	34,61
2,22,74	29,56	28,26	32,07	NaN	NaN	29,96
2,22,94	34,02	33,05	34,48	NaN	NaN	33,85
2,48,74	31,20	29,96	33,72	NaN	NaN	31,63
2,48,94	34,80	32,79	33,94	NaN	NaN	33,84
2,74,94	32,12	34,65	31,58	NaN	NaN	32,78
22,48,74	27,95	29,03	32,37	NaN	NaN	29,78
22,48,94	33,72	33,55	35,95	NaN	NaN	34,41
22,74,94	27,96	32,57	29,18	NaN	NaN	29,90
48,74,94	30,62	34,51	31,49	NaN	NaN	32,21
2,22,48,74	29,54	27,67	28,72	32,01	NaN	29,49
2,22,48,94	33,77	33,08	31,75	34,37	NaN	33,24
2,22,74,94	29,77	27,75	32,24	28,92	NaN	29,67
2,48,74,94	31,21	30,10	33,73	30,67	NaN	31,43
22,48,74,94	28,11	28,50	31,93	29,05	NaN	29,40
2,22,48,74,94	29,50	27,60	28,69	31,97	28,72	29,30